Aus dem Zentralen Röntgeninstitut des Katharinenhospitals
der Stadt Stuttgart
Ärztl. Direktor: Professor Dr. med. Friedrich Heuck

Angiocinedensitometrie und ihre Anwendung auf die Strömungsverhältnisse in der Aorta abdominalis des Menschen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Roman Weiske
aus Meerane

1974

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546528_0020

Aus dem Zentralen Röntgeninstitut des Katharinenhospitals
der Stadt Stuttgart
Ärztl. Direktor: Professor Dr. med. Friedrich Heuck

Angiocinedensitometrie und ihre Anwendung auf die Strömungsverhältnisse in der Aorta abdominalis des Menschen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Roman Weiske
aus Meerane

1974

Dekan: Professor Dr. E. Körber

1. Berichterstatter: Prof. Dr. F. Heuck

2. Berichterstatter: Prof. Dr. W. Frommhold

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

FOTODRUCK PRÄZIS Barbara v. Spangenberg KG · Tübingen

Die vorliegende Arbeit wurde unter Anleitung meines verehrten Doktorvaters, Herrn Prof. Dr. med. F. Heuck, Ärztl. Direktor des Zentralen Röntgeninstitutes des Katharinenhospitals der Stadt Stuttgart, im Institut für Biomedizinische Technik, Abt. Katharinenhospital, Stuttgart, angefertigt. Ich danke den dortigen Herren Dr. Ing. E. Epple und Dr. Ing. D. Decker für die Überlassung der Computer-Programme, die von ihnen für die Densitometrie ausgearbeitet wurden, und für die Einarbeitung in die Methodik der Densitometrie.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. Kurt Vanselow, Institut für angewandte Physik der Universität Kiel, für das Interesse, das er in für mich sehr informationsreichen Gesprächen an meiner Arbeit bekundete, sowie für die Überlassung von Schaubildern seiner theoretischen Ausführungen. Ausdrücklich sei auch der med.-techn. Assistentin, Fräulein B. Bast, Herrn Oberarzt Dr. med. Deininger vom Zentralen Röntgeninstitut und Herrn Hesse, Leiter der Zentralen Photoabteilung des Katharinenhospitals, für ihre Unterstützung gedankt.

INHALTSVERZEICHNIS

Vorwort	III
Inhaltsverzeichnis	IV
1. Einleitung	1
1.1. Historische Entwicklung	1
1.2. Densitometrie	3
1.3. Problemstellung	5
2. Vorbemerkungen zum Gefäßsystem	7
2.1. Aufbau und Funktion des Gefäßsystems	7
2.2. Physikalische Grundlagen der Strömung	8
2.2.1. Strömungsgeschwindigkeit, Stromstärke	8
2.2.2. Strömungswiderstand, Gleichung nach Hagen-Poiseuille	9
2.2.3. Pulsierende Strömung	12
2.2.4. Elastizität des Windkessels und seine Beziehungen zum Blutdruck	13
3. Methode	18
3.1. Filmaufnahme	18
3.2. Einbringung des Kontrastmittels in die Blutbahn	19
3.3. Kontrastmittel	2o
3.3.1. Kontrastmittelwirkung	2o
3.4. Filmwiedergabe	21
3.5. Physikalische Grundlagen des Meßverfahrens (Quotientenverfahren)	22
3.6. Filmprojektion und Aufzeichnung der Meßkurven	28
3.7. Auswertung der Meßkurven und Berechnungsgrundlage	34
3.8. Meßgrößen im Auswertungsprotokoll	37
3.9. Bemerkungen zur Methode	41

4. Überlegungen zur Kurvenform und Zuordnung von Geschwindigkeiten 44

4.1. Phasengeschwindigkeit, Frontgeschwindigkeit und Gruppengeschwindigkeit 44

4.2. Geschwindigkeit und Wahl der Meßorte 45

5. Eigene Untersuchungen 49

5.1. Material 49

5.2. Ergebnisse 49

5.2.1. Ergebnisse bei Normotonikern 49

5.2.2. Ergebnisse bei Hypertonikern 53

5.2.3. Statistik zu den Ergebnissen 54

6. Diskussion der Ergebnisse 57

6.1. Vergleich Normotoniker - Hypertoniker 57

6.2. Kurvenform als Ausdruck der Diastole und Systole 57

6.3. Beobachtungen zu Strömungsphänomenen 67

6.4. Erörterung der Ergebnisse bei den Hypertonikern 69

7. Zusammenfassung 77

8. Literaturverzeichnis 79

Lebenslauf

1. EINLEITUNG

1.1. Historische Entwicklung

Vor dem Jahre 1618, in welchem William Harvey den Blutkreislauf so darstellte und bewies, wie wir ihn heute noch erklären, herrschte die Vorstellung, daß in Arterien Luft enthalten sei und nur in Venen Blut (arteria = luftenthaltendes Rohr, vena = Blutader). Diese Entdeckung des kleinen und großen Blutkreislaufes durch Harvey, von Descartes in mehreren Schriften einige Jahre später verteidigt, (so unter anderem in "Discours de la méthode", 1637) waren nicht nur von theoretisch-wissenschaftlichem Interesse; sie führten auch zur ersten direkten Bluttransfusion im Jahre 1666 und zur ersten intravenösen Injektion im Jahre 1668. Zu Beginn des 2o. Jahrhunderts begann man damit, Untersuchungen über die Strömungsbedingungen im lebenden Organismus anzustellen.

Im Tierexperiment wurden verschiedene Methoden zur Bestimmung der Blutströmungsgeschwindigkeit und des Blutstromvolumens angewandt. So gelang es, mit der Ludwig'schen Stromuhr die Blutströmungsgeschwindigkeit und mit der Rein'schen Thermostromuhr von 1928 auch das Blutstromvolumen zu bestimmen. Die Bestimmung des Stromvolumens war jedoch nur dann möglich, wenn der Gefäßdurchmesser bekannt war. So kann zwar die von WETTERER (1937, 1938), wie auch von KOLIN (1936), entwickelte elektromagnetische Methode zur Ermittlung der Blutströmungsgeschwindigkeit dienen, wobei das Gefäß nicht eröffnet werden muß; eine Volumenbestimmung ist jedoch nur bei Kenntnis des Gefäßdurchmessers möglich.

Die bisher am Tier angewandten Methoden waren immer mit einer operativen Freilegung des Gefäßes verbunden. Erst mit Hilfe geeigneter Röntgenmethoden konnte die Blutströmung in Arterien ohne operativen Eingriff ver-

folgt werden. Erste röntgenologische Beobachtungen machten FRANK und ALWENS (1910) bei Durchleuchtungen. Später wurde die Blutströmung durch die Fortbewegung einer in der Arterie kontrastgebenden Substanz im Röntgenbild sichtbar gemacht.

Die ersten Untersuchungen dieser Art wurden tierexperimentell von SICARD und FORESTIER (1923) mit Lipoidol als Kontrastmittel durchgeführt; mit Hilfe der Röntgenkinematographie ermittelte JANKER (1931, 1932) am Tier Ergebnisse über die Blutströmungsgeschwindigkeit. Kreislaufuntersuchungen am Gehirn des Menschen nahmen MONIZ und Mitarbeiter (1931/32) mit direkten Röntgenaufnahmen und der Kinematographie vor. 1929 hatte DOS SANTOS ähnliche Untersuchungen durchgeführt. Die Strömungsgeschwindigkeit wurde nicht ermittelt. Methoden zur Messung der Strömungsgeschwindigkeit mittels Röntgenkymographie (STUMPF, 1937) wurden u.a. von BÖHME (1935), PFEIFFER (1939), ZEHNDER (1948) ausgearbeitet. GÜNTERT und ZIMMER (1957) legten die Ergebnisse experimenteller Modelluntersuchungen in einer Monographie vor. BÜCHNER (1961) wandte die Strömungskymographie praktisch an. Alle Untersuchungen mußten in Narkose ausgeführt werden, was eine Abweichung gegenüber den "Normalbedingungen" zur Folge hat.

Später bestand die Möglichkeit, mit jodhaltigen und zunehmend auch besser verträglichen Kontrastmitteln die arteriellen und venösen Gefäße in jedem beliebigen Körperabschnitt auf der Röntgenaufnahme darzustellen. Hierbei wird das Kontrastmittel direkt in das punktierte Gefäß eingebracht (Angiographie). HEUCK und ANSCHÜTZ (1959) entwickelten eine Methode zur Bestimmung des Blutstromvolumens in peripheren

Arterien: Die Fortbewegung einer kleinen Kontrastmittelmenge wird durch Serienröntgenaufnahmen unter gleichzeitiger Aufzeichnung der arteriellen Druckkurve und Aufnahmefrequenz des Serienröntgengerätes registriert.

Der Vorschub des Kontrastmittelpfropfes wird von Bild zu Bild in cm ausgemessen und gegen die Zeit aufgetragen; es ergibt sich daraus die Strömungsgeschwindigkeit. Wird in die Berechnung der leicht bestimmbare Durchmesser des Gefäßes einbezogen, erhält man das Stromvolumen.

Diese Methode erlaubt neben der morphologischen Darstellung interessierender Gefäßabschnitte eine Aussage über die Kreislauffunktion einzelner Arterien; sie besitzt eine hohe räumliche Auflösung, gute örtliche Zuordnung und wird am nicht narkotisierten Menschen ausgeführt.

Erweitert wurde die Methode dadurch, daß das Fortschreiten des Kontrastmittelpfropfes mit der indirekten Röntgenkinematographie durch den Cinelix-Bildwandler registriert wurde. Dieses Verfahren ermöglicht Aufnahmefrequenzen bis zu 5o Bildern/sec. HEUCK, ANSCHÜTZ und SCHWARZKOPF (1963) werteten Serienröntgenaufnahmen und Röntgenkinofilme von Kontrastdarstellungen der Arteria femoralis aus. (Visuelle Auswertung).

1.2. Densitometrie

Die visuelle Methode der Durchblutungsmessung (s.o.) wurde durch densitometrische Analyse von Röntgenkinofilmen verdrängt. Inzwischen waren höhere Aufnahmefrequenzen bis 2oo Bilder/sec möglich.

Die Densitometrie ("Dichtemessung") mißt Konzentrationen bestimmter Stoffe im menschlichen Gewebe. So wurden z.B. densitometrische Methoden entwickelt zur Untersuchung von Kalksalzkonzentrationen im Knochengewebe (HEUCK, SCHMIDT, 196o), zur Bestimmung des Wasser-Luft-Verhältnisses im Lungengewebe (VANSELOW, HEUCK, 1964) sowie zur Messung der Kontrastmittelkonzentration bei der Angiokardiographie (HEINTZEN, HALSBAND, 1965; HEINTZEN, 1965).

Eine neue densitometrische Methode stellt das Quotientenverfahren nach Vanselow (VANSELOW, HEUCK, PIEPGRAS, 1968) dar. Dieses Verfahren beruht auf der Quotientenbildung der Meßwerte räumlich differenter Meßpunkte des Röntgenbildes mittels Photowiderständen. Jede Störstrahlung, sowie andere Störungen, die die Registrierung des Kontrastmittelflusses erschweren, werden weitgehend beseitigt (d.h. es bleiben weniger als 5 % der ursprünglichen Störung übrig):[1)]

Mit einer Photozelle wird nur die Störstrahlung, mit einer anderen die Störstrahlung plus Kontrastmittelfluß registriert. Durch Differenzbildung der Photospannungen wird der interessierende Kontrastmittelfluß ermittelt.

Die Auswertung von Röntgenkinofilmen nach dem Quotientenverfahren erlaubt eine objektive Registrierung strömungsphysiologischer Größen.

Bisher liegen keine Untersuchungen mit dieser Methode über Strömungsverhältnisse in einem Gefäßabschnitt mit hohen Strömungsgeschwindigkeiten vor.

---

1) Vgl. hierzu: FELIX, R., BÜCHLER, E., VANSELOW, K., SCHULZ, D., BAYERL, W. und SCHNEIDER, H.: Cinedensitometrie des Portalkreislaufs. Zur Methode und erste Ergebnisse. Fortschr. Röntgenstr. 117, 57o - 586 (1972).

1.3. Problemstellung

Die vorliegende Arbeit untersucht die Strömungsverhältnisse in der Aorta abdominalis des nicht narkotisierten Menschen. Auf Röntgenkinofilmen wird der Fluß eines Röntgenkontrastmittels festgehalten. Im projizierten Bild des Kinofilms stellt sich der Kontrastmittelfluß als Helligkeitsschwankungen dar. Diese Helligkeitsschwankungen werden mit Photozellen als Kurven registriert (Angiocinedensitometrie).

Mit dem Quotientenverfahren nach Vanselow (VANSELOW, HEUCK, PIEPGRAS, 1968) werden Röntgenkinofilme ausgewertet, um Strömungsgeschwindigkeit und Stromstärke in der Aorta abdominalis im Bereich des Abganges der Nierenarterien zu ermitteln.

Aus den mittels Photozellen registrierten Kurven läßt sich die Strömungsgeschwindigkeit, bei Kenntnis des Gefäßdurchmessers auch die Stromstärke berechnen.

Zur Registrierung schneller Bewegungsvorgänge, wie sie in der Aorta abdominalis ablaufen, ist eine hohe zeitliche Auflösung der Registriermethode erforderlich. Das Quotientenverfahren erlaubt es, schnelle Strömungsgeschwindigkeiten durch hohe örtliche und zeitliche Auflösung zu ermitteln.

Der Kurvenform muß die in der Strömungslehre gebräuchliche Unterscheidung von Gruppen-, Front- und Phasengeschwindigkeit zugeordnet werden. Weiterhin muß untersucht werden, ob eine bestimmte Kurvenform Ausdruck für Phasen der Herzaktion, also Diastole und Systole, ist.

Bei vielen Untersuchungen über Strömungsgeschwindigkeit und Stromstärke in arteriellen Gefäßen wurden Beobachtungen über die verschiedenartigsten Strömungsphänomene gemacht. Bei der Auswertung der Röntgenkinofilme mit der Quotientenmethode soll versucht werden, Beiträge zu diesen Beobachtungen zu leisten.

So wurde ein diastolischer Rückfluß von Mc DONALD (1952 a) in der Kaninchenaorta festgestellt. Bei Hunden wurde in der Arteria femoralis ein Rückfluß in der Diastole bei pathologischen Veränderungen gefunden. (PIEPER und WETTERER, 1952, 1953, 1955; INOUYE, KUGA and USUI, 1955).

In der Arteria femoralis des Menschen wurde ein diastolischer Rückfluß in Fällen von Aortensklerose, Aorteninsuffizienz und peripheren Verschlüssen beobachtet (ANSCHÜTZ, HEUCK, 1960; ANSCHÜTZ, HEUCK, SCHWARZKOPF, 1963).

In großen arteriellen Gefäßen mit pulsierender Strömung muß mit dem Auftreten von Turbulenzen gerechnet werden. Es soll versucht werden, mit der angewandten Methode Turbulenzen zu erfassen. Turbulenzen treten bei stationärer Blutströmung dann auf, wenn die Reynold'sche Zahl den Wert 2000 überschreitet (COULTER and PAPPENHEIMER, 1949). Die Reynold'sche Zahl, die im wesentlichen von der über den Querschnitt gemittelten Geschwindigkeit v und der Viskosität η abhängt, ist für die pulsierende Strömung in der Aorta abdominalis schwer festzulegen.[1)]

Weiterhin soll dem Strömungsprofil Beachtung zukommen. Das Strömungsprofil ist je nach Strömungsart verschieden: Stationäre laminare Strömung hat ein parabelförmiges Strömungsprofil, während beim Auftreten von Turbulenzen das Strömungsprofil abgeflacht ist.[2)]

Schließlich interessiert die Frage, ob bei pathologischen Veränderungen charakteristische Strömungsverhältnisse bestehen.

---

1) Betrachtungen hierüber finden sich insbesondere bei Mc DONALD (1960).

2) Beobachtungen zum Strömungsprofil in der Kaninchenaorta werden von Mc DONALD (1952 b) mitgeteilt.

2. VORBEMERKUNGEN ZUM GEFÄSSSYSTEM

2.1. Aufbau und Funktion des Gefäßsystems

Die arteriellen Gefäße des menschlichen Körpers übernehmen den Transport des Blutes vom Herzen zur Peripherie. Sie stellen eine Kette von Rohren dar, die ihren Dehnungs- und Kontraktionszustand je nach dem Blutbedarf der Organsysteme und der Wirkung der Regelmechanismen einstellen können.

Ihre Aufgabe besteht in der Verteilung des vom Herzen ausgestoßenen Minutenvolumens an die Organgebiete. Je nach Funktionszustand ändert sich der Blutbedarf einzelner Organgebiete. Diesen verschiedenen Bedarfszuständen muß sich das Gefäßsystem anpassen.

Das arterielle Gefäßsystem läßt von seinem Ursprung aus dem linken Herzen bis zur Peripherie zwei Abschnitte erkennen:

Von der Aorta ascendens bis zur Arteria iliaca überwiegen in der Arterienwand die elastischen Fasern. (Arterien vom elastischen Typ). Diese elastischen Fasern erlauben während der Systole eine Dehnung der Arterienwände. In dem durch die Dehnung freiwerdenden Raum wird Blut gespeichert, das in der Diastole wieder abgegeben wird. Auf diese Weise wird der sonst diskontinuierliche Blutstrom in einen kontinuierlichen verwandelt (Windkesselfunktion der elastischen Aorta).

Die Gefäße peripher der Arteria iliaca gehören zum muskulären Typ und sind, wie die Arteriolen und Kapillaren der Organgebiete, Widerstandsgefäße. Die Widerstandsgefäße können durch Weiter- oder Engerstellen ihres Lumens den Strömungswiderstand herab- bzw. heraufsetzen.

Die Aorta abdominalis in Höhe des Abgangs der Nierenarterien (Lendenwirbel $L_1 - L_2$) gehört zu den Gefäßen vom elastischen Typ. Diese Gefäße nehmen während des Wachstums des Menschen an Länge und Durchmesser zu. Nach Abschluß des Wachstumsprozesses beginnt wie in allen elastischen Geweben des Körpers ein Elastizitätsverlust, der durch Funktionseinschränkung bzw. -verlust der elastischen Fasern verursacht wird. Dadurch nimmt mit steigendem Alter die Kapazität der Aorta durch Lumenerweiterung und Verlängerung zu (im Röntgenbild als "Elongation" zu erkennen). Meist tritt zu dieser Altersveränderung eine Arteriosklerosierung, wodurch die Aorta mehr und mehr zu einem starren Gefäß wird.

2.2. Physikalische Grundlagen der Strömung

2.2.1. Strömungsgeschwindigkeit, Stromstärke

In der Arterie, die vereinfacht als starres Rohr angesehen werden kann, fließt das Blut mit einer Strömungsgeschwindigkeit v.

Sie errechnet sich aus dem pro Zeiteinheit t zurückgelegten Weg s der einzelnen Flüssigkeitsteilchen

$$v = \frac{s}{t} \qquad \frac{cm}{sec} \qquad (1)$$

Die treibende Kraft für diese Bewegung ist die vom Herzen geleistete Pumparbeit, die das Blut mit einem Druck p in die großen Gefäße des arteriellen Systems auswirft. Dabei besteht ein Druckgefälle $p_1 - p_2$ zwischen Anfang und Ende des Gefäßrohres.

Über einen Rohrquerschnitt Q strömt in der Zeiteinheit t ein Flüssigkeitsvolumen V = s·Q, welches zum Durchströmen des Rohrquerschnittes eine Zeit t benötigt. Aus dem strömenden Volumen und der dazu benötigten Zeit ergibt sich die Stromstärke I als Verhältnis des durch den Rohrquerschnitt strömenden Flüssigkeitsvolumens V zu der hierzu benötigten Zeit, also:

$$I = \frac{V}{t} \qquad \frac{cm^3}{sec} \qquad (2)$$

Zugleich ist aber diese Stromstärke über einem bestimmten Rohrquerschnitt das Produkt aus Geschwindigkeit v und Rohrquerschnitt Q, also:

$$I = v \cdot Q \qquad \frac{cm}{sec} \cdot cm^2 = \frac{cm^3}{sec} \qquad (3)$$

2.2.2. Strömungswiderstand, Gleichung nach Hagen-Poiseuille

Jeder Flüssigkeitsströmung wirkt ein Strömungswiderstand entgegen; die Kraft zur Überwindung desselben liefert das bestehende Druckgefälle zwischen Anfang und Ende des Rohres. Aus der Arbeit von WEZLER und BÖGER (1939) über die Dynamik des arteriellen Systems geht hervor, daß der Strömungswiderstand entsprechend dem anatomischen Aufbau in die peripheren Gefäßgebiete mit ihren muskulären Wandelementen verlegt werden muß. Dieser periphere Widerstand, der neben der Elastizität des Windkessels der elastischen Aorta die wichtigste Größe bei der Regulierung des arteriellen Blutdruckes ist, setzt sich aus den vielen Teilwiderständen der einzelnen Organgebiete zusammen, die eine Vielzahl von Arteriolen und Kapillaren ("Widerstandsgefäße") enthalten.

In den Arteriolen und Kapillaren und, weniger ausgeprägt, in den kleinen Arterien ist die Pulsation der Strömung nahezu ganz erloschen, so daß in Vereinfachung das für laminare Strömung gültige Gesetz von Poiseuille zur Anwendung kommen kann. Seine Gültigkeit erstreckt sich also auf die Gefäßabschnitte distal des Windkessels.

Für diese Strömung gilt:

$$I = \frac{p_1 - p_2}{W} \qquad \frac{dyn/cm^2}{dyn \cdot sec/cm^5} \qquad (4)$$

Dabei sind p_1 und p_2 die Drücke am Anfang und Ende des Rohres, W der periphere Strömungswiderstand, der letztlich in den kleinkalibrigen Gefäßen, wie sie hier vorliegen, durch die Reibung der aneinander vorbeigleitenden Flüssigkeitsschichten entsteht. Man kann bereits hier ableiten, daß bei größerem Gefäßlumen die Reibung und damit der Widerstand geringer werden müssen.

Dies kommt auch in der Gleichung nach Hagen-Poiseuille zum Ausdruck:

$$W = \frac{8 \cdot l \cdot \eta}{\pi \; r^4} \qquad \frac{dyn \cdot sec}{cm^5} \qquad (5)$$

Dabei bedeutet l die Länge des Gefäßrohres, η die Viskosität ($dyn \cdot sec/cm^2$ = Poise), i.e. der Koeffizient der inneren Reibung der Flüssigkeit; r ist der Innenradius des Rohres.

Der Widerstand wird also nicht nur von der Viskosität bestimmt, sondern hängt vor allem von den Abmessungen des Gefäßes ab. Die Reibung = Widerstand ist um so höher, je größer die berührende Oberfläche zwischen benetzter Rohrwandung und strömendem Flüssigkeitsvo-

lumen ist. D.h., daß ihre Wirksamkeit proportional der Rohrlänge l ist. Die Oberfläche je Volumeneinheit für einen kreisrunden Zylinder ist nun umso kleiner, je größer dessen Durchmesser ist - also wirkt sich das Lumen des Rohres - ausgedrückt durch den Radius r - in umgekehrtem Sinne aus. So nimmt der Widerstand mit der vierten Potenz des Radius oder mit dem Quadrat des Querschnittes ab, so daß kleinste Änderungen des r starke Änderungen des W mit sich bringen, d.h. aber: bei konstanter Viskosität ergibt sich für die Stromstärke eine starke Zunahme, wenn der Innenradius des Gefäßes nur ganz wenig zunimmt. Wir müssen hierzu Gleichung 5 in Gleichung 4 einsetzen, so daß sich ergibt:

$$I = \frac{(P_1 - P_2)}{8} \cdot \frac{1}{\eta} \cdot r^4 \qquad (6)$$

Ein Mehrbedarf an Blut wäre auf zwei Wegen zu erreichen: durch Erhöhung des Druckes oder Erweiterung der Gefäße. Der Kreislauf wählt unter physiologischen Bedingungen bei Gesunden den letzteren Weg. Dabei führen minimale Lumenänderungen des Gefäßes zu erheblichen Durchblutungsverbesserungen.

Die zuletzt beschriebenen physikalischen Gesetzmäßigkeiten, die den peripheren Widerstand erklären, gelten aber - wie erwähnt - nur für die laminare Strömung; das ist eine Strömungsart, bei der die Flüssigkeit in koaxialen zylindrischen Schichten fließt; nach FAHRAEUS (1961) ergibt sich dabei folgendes Bild: Die Erythrozyten und Leukozyten als die größten Partikel bewegen sich mit hoher Geschwindigkeit im Axial (= Zentral) strom eines Gefäßes. Die Thrombozyten als kleinere Teilchen fließen in der Peripherie des Zentralstroms mit verminderter Geschwindigkeit. Der Plasmasaum bewegt

sich im Randstrom mit stetig abnehmender Geschwindigkeit: er wird langsamer, je mehr er sich der Gefäßwand nähert, bis er am Endothel schließlich zum Stehen kommt.

Der Innenradius der Gefäße hat auf Grund der Beziehung r^4 besondere Bedeutung für die Durchblutung; geringfügige Radiusveränderungen bringen erhebliche Durchblutungsänderungen mit sich.

Lange Zeit war dem Faktor Gefäßradius die entscheidende Bedeutung für die Regulierung der Durchblutung beigemessen worden, ohne daß die Viskosität berücksichtigt wurde. Es zeigt sich jedoch bei Untersuchungen von HESS (197o), daß eine Durchblutungssteigerung in Extremitäten mit einer Verminderung der Viskosität des Blutes einhergeht. Durch Veränderung der Viskosität des Plasma- und Thrombozytensaumes ist das Strömungsprofil und das für das Stromzeitvolumen effektive Lumen eines Gefäßes veränderbar, ohne daß sich der Radius des Endothelschlauches ändern muß.

2.2.3. Pulsierende Strömung

Die für die Peripherie beschriebene laminare Strömung mit parabelförmigem Strömungsprofil findet sich nicht in der Aorta abdominalis. Hier herrscht eine pulsierende Strömung; die Voraussetzungen für das Poiseuille'sche Gesetz sind nicht gänzlich erfüllt. Es müssen daher für diese nicht stationäre Strömung die für stationäre Strömung gültigen Formeln modifiziert werden.

WETTERER (1968) zieht zur Charakterisierung der pulsierenden Strömung Formeln nach theoretischen Überlegungen von WOMERSLEY heran. In der Bewegungsgleichung kommen zwei Größen vor, die frequenzabhängig sind: die wirksame Flüssigkeitsmasse M' und der

Reibungswiderstand R. Das Geschwindigkeitsprofil ist je nach Frequenz verschieden, nur bei idealen, d.h. reibungsfreien Flüssigkeiten ist ein völlig flaches Profil anzunehmen.

In welcher Weise das Geschwindigkeitsprofil vom flachen Strömungsprofil abweicht, hängt von der Relation vier physikalischer Größen zueinander ab: Innenradius r des Rohres, Kreisfrequenz ω, Viskosität η, Dichte ρ der Flüssigkeit. Die Relation dieser Größen ist in einem dimensionslosen Parameter nach WOMERSLEY angegeben: α_w (w für Womersley). Für den unteren Grenzwert von α_w ($\alpha_w = 0$) muß man $\omega = 0$, d.h. stationäre Strömung, annehmen, wie es das Poiseuille'sche Gesetz verlangt (parabelförmiges Strömungsprofil). Hingegen bedeutet Annäherung an den oberen Wert $\alpha_w = \infty$ entweder eine sehr hohe Frequenz, großen Rohrradius r oder eine verschwindend kleine Viskosität (Annäherung an eine ideale Flüssigkeit, was ein flaches Strömungsprofil bedeutet).

Wächst α_w an, so flacht sich das Geschwindigkeitsprofil ab. In dem beschriebenen Gefäßabschnitt der Aorta abdominalis liegen die Werte für α_w über 10, das Strömungsprofil weicht also dort vom Ideal der Parabelform bei der laminaren Strömung ab; es wird abgeflacht.

Die Bedingungen der Anlaufströmung (Anlaufstrecke) können nach WETTERER (1968) vernachlässigt werden, weil bei höherem α_w (wie in der Aorta abdominalis) das Strömungsprofil stark abgeflacht ist.

2.2.4. Elastizität des Windkessels und seine Beziehungen zum Blutdruck

Die bisherigen Überlegungen müssen ergänzt werden durch Berücksichtigung der Tatsache, daß die großen

arteriellen Gefäße als solche vom elastischen Typ keine starren Röhren sind, sondern über eine erhebliche Elastizität in ihrer Wandung verfügen (Windkessel).

Zur Charakterisierung der Elastizitätsverhältnisse der elastischen Arterien dient der Volumelastizitätskoeffizient:

$$E' = \frac{\Delta P}{\frac{\Delta V}{V}} \qquad \frac{dyn}{cm^5} \qquad (7)$$

Er entspricht der Drucksteigerung ΔP, die in dem elastischen Windkessel durch das eingepreßte Volumen ΔV erzeugt wird. E' gibt das elastische Verhalten des gesamten Windkessels an.

Davon abzugrenzen ist der Volumelastizitätsmodul K, der die elastische Weitbarkeit der Gefäßwand angibt:

$$K = \frac{\Delta P}{\frac{\Delta V}{V}} \cdot V = E' \cdot V \qquad \frac{dyn}{cm^2} \qquad (8)$$

K drückt das Verhältnis einer Druckänderung zu einer relativen Volumenänderung ($\Delta V/V$) aus, denn hier wird zu dem Volumen V (Innenvolumen des Schlauches) ein Volumen ΔV unter Druckzunahme ΔP hinzugefügt.

Nach der von WEZLER und BÖGER (1939) angegebenen Methode der Bestimmung von K nach der Formel:

$$K = \rho \cdot a^2 \qquad (9)$$

(ρ = Dichte des Blutes, a = Pulswellengeschwindigkeit) läßt sich E', welches als wirksamer Elastizitätskoeffizient die Gesamtelastizität des Windkessels widerspiegelt, aus K und V nach der Formel berechnen:

$$E' = \frac{\Delta P}{\frac{\Delta V}{V}} = \frac{K}{V} \qquad (10)$$

Die Pulswellengeschwindigkeit a läßt sich durch Aufnahme des zentralen Pulses und Femoralispulses messen, derart, daß am zentralen und peripheren Ende des als Windkessel wirksamen Arterienabschnittes gemessen wird. Über diesem Arterienabschnitt wird die Wellengeschwindigkeit gemessen. Die absoluten Werte für K nehmen von $168 \cdot 10^3$ Dyn/cm^2 in der Jugend bis zu $1185 \cdot 10^3$ Dyn/cm^2 im Alter zu;[1] mit fortschreitendem Alter nimmt die Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta zu. Den Grund hierfür sahen WEZLER und BÖGER (1939) in der Zunahme des Elastizitätsquermoduls der Aortenwand (Elastizität nimmt ab). K nimmt mit fortschreitendem Alter zu; es ist Ausdruck des Alterns der Aortenwand (die Gesamtdehnbarkeit des Windkessels nimmt ab; wird in den Windkessel mit gleichbleibendem Volumen V ein zusätzliches Volumen Δ V hineingepreßt, so steigt im Alter der Druck auf Grund der zunehmenden Starre steiler an).

Als Ursache für die zunehmende Starre wurde in der Betrachtung über den anatomischen Aufbau eine Abnahme der Wirksamkeit der elastischen Fasern genannt.

Es erscheint zum Verständnis der weiteren Ausführungen angebracht, die Funktion des Windkessels zu erläutern. Man versteht darunter die von dem Abschnitt der elastischen Arterien (Aorta ascendens bis Arteria iliaca) wahrgenommene Funktion der Wandlung des systolischen Schlagvolumens in einen kontinuierlichen Fluß.

In der Systole des Herzens wird das gesamte Schlagvolumen in die Aorta ascendens gedrückt. Ein Teil des Volumens fließt als systolisches Durchflußvolumen ab; die elastische Wand der Aorta wird durch den systoli-

---

1) WEZLER, K. und BÖGER, A.: Dynamik des arteriellen Systems; Erg. Physiol. 41, S. 431 - 432 (1939).

schen Druck gedehnt. In dem erweiterten Hohlraum wird der andere Teil des Schlagvolumens gespeichert (systolisches Speichervolumen). Während der folgenden Diastole, also nach Schluß der Aortenklappe, wird diese Dehnung rückgängig gemacht; die Kraft der gedehnten elastischen Wände drückt dieses systolische Speichervolumen jetzt als diastolisches Durchflußvolumen in Richtung auf den geringsten Widerstand weiter. Die diastolische Pause, in der kein Volumen vom Herzen gefördert wird, wird durch die im Windkessel gespeicherte Blutmenge überbrückt. Vereinfacht man etwas, so ist der in der Systole entstehende oder vom Herzen aufzubringende Blutdruck Ausdruck der Elastizität des Windkessels; die Höhe des diastolischen Druckes richtet sich danach, wie leicht das Blut in die Peripherie (periphere Widerstandsgefäße) abfliessen kann. Die wichtigste Rolle für die Erhaltung des Blutflusses spielt der Blutdruck. Dieser hängt erheblich von dem elastischen Widerstand des Windkessels ab; sein elastisches Verhalten unterliegt einer starken Altersabhängigkeit.

Die Funktionstüchtigkeit des Windkessels wird durch seinen wirksamen Elastizitätskoeffizienten $E' = -\frac{K}{V}$ angegeben. K nimmt mit dem Alter zu; auch V als Fassungsraum des gesamten Windkessels nimmt in Altersabhängigkeit zu (Wachstumsprozeß, Alterselongation).

Legt man die Ergebnisse von WEZLER und BÖGER (1939) zugrunde, so steigt das Volumen von ca. 100 ccm im 10. Lebensjahr bis ca. 400 ccm im 60. Lebensjahr an; in der Jugend entsprechend dem schnellen Wachstum steiler als später. Die Kurve des Volumelastizitätsmoduls K, der den Alterungsprozeß der Arterienwand angibt, steigt in den ersten Lebensjahrzehnten relativ flach an, um dann in mittleren Lebensjahrzehnten steil anzustei-

gen. Da nach der Formel für E' K und V für diese Größe ausschlaggebend sind, entsteht die Kurve als Interferenz zweier Vorgänge, der Kurve für V und der Kurve für K . Die E'-Kurve fällt bis zum 25. Lebensjahr auf den Tiefpunkt ab (Diskrepanz der Alterszunahme von V und K in der Wachstumsperiode). Dann steigt sie auf einen mittleren Wert um das 5o. Lebensjahr an, auf dem sie nahezu konstant bleibt (zunehmende Erstarrung der Aortenwand wird durch die Elongation als Ausdruck der Zunahme des Fassungsraumes V kompensiert).
Eine große Steigerung des Minutenvolumens erhöht sowohl systolischen wie diastolischen Blutdruck. Dieser Regelmechanismus ist jedoch äußerst selten; auch bei Hypertonikern wurde meist ein normales Herzminutenvolumen gefunden.

Der Blutdruck wird multifaktoriell beeinflußt; meßbare Größen, die seine Höhe im wesentlichen regeln, sind E' und W. Nach einer bei WEZLER und BÖGER (1939) angegebenen vereinfachten Formel für den diastolischen Druck[1] steigt dieser proportional dem peripheren Widerstand W an und sinkt proportional zu steigendem E'. In entsprechender Weise findet sich bei WEZLER und BÖGER (1939) die Formel für den systolischen Druck.

Der systolische Druck setzt sich aus dem diastolischen Druck zuzüglich der Blutdruckamplitude zusammen. Diese Amplitude ΔP ist nach der Formel $\Delta P = E' \cdot \Delta V$ das Produkt aus Elastizitätskoeffizient E' und dem Speichervolumen ΔV. Entsprechend nimmt mit steigendem E' die Blutdruckamplitude ΔP proportional zu und ebenso mit steigendem Schlagvolumen (= systolisches Speichervolumen und systolisches Durchflußvolumen).

---

1) Vgl. WEZLER, K.; BÖGER, A.: Dynamik des arteriellen Systems. Erg. Physiol. 41, 1939, S. 529, 531.

3. METHODE

3.1. Filmaufnahme

Zur Dokumentation der morphologischen und topographischen Befunde werden bei jeder Angiographie Röntgenserienaufnahmen angefertigt. Der AOT-Bildwechsler (Format 24/3o oder 35/35 cm) ermöglicht Aufnahmefrequenzen bis 4 Bilder/sec. An Hand dieser Aufnahmen erfolgt die Berechnung des Gefäßdurchmessers und die Beurteilung der Morphologie und des topographischen Verlaufs des untersuchten Gefäßabschnittes.

Um ein hohes Auflösungsvermögen der schnellen Strömungsvorgänge im Bereich der Aorta abdominalis zu erreichen, müssen die Röntgenkinofilme mit höchstmöglicher Frequenz aufgenommen werden. Dies ist mit der Camematic-high-speed-Kamera (Fa. Eclair, Frankreich) möglich, die an einen 23/12-cm-Philips-Bildverstärker mit 2-Kanal-Bildverteiler für Fernseh- und Kinokamera angeschlossen ist. Über den Anschluß der Röntgenbildverstärkerkinokamera an eine Müller-Philips-Cinepuls-Einheit erfolgt zum Öffnungszeitpunkt der Kamerablende die Einschaltung der Röntgenstrahlung über den Pulskontakt an der Kinokamera. Diese Schaltung ermöglicht sehr kurze Belichtungszeiten zwischen 3 und 1o msec neben einer Dosisersparnis; die Bewegungsunschärfe wird erheblich reduziert.

Die Aufnahme-Einheit ist für Aufnahmen in 2 Ebenen eingerichtet. Dabei ist durch entsprechende Steuerung nur die Blende der Kamera geöffnet, in deren Ebene eine Röntgenaufnahme erfolgt. Auf diese Weise wird die Streustrahlung der anderen Ebene ausgeblendet, was zu höherer Bildschärfe führt. Zwei Müller-Super-Rotalix-Röntgenröhren 125/2o/5o, die von 6-Puls-Generatoren mit 5o KW bei 1oo KV max. 125 KV (Super-7o-Apparat) gespeist werden, sind am Aufnahmeplatz angeschlossen. Während der Filmaufnahme kann der Auf-

nahmevorgang am Fernsehmonitor verfolgt werden. Die Aufnahmebildfrequenz kann ferngesteuert zwischen 16 und 2oo Bilder/sec in Stufen verändert werden.

Als Röntgenkinofilm wurde der Kodak-plus-X-Film verwendet, der in austauschbaren Filmkassetten von 3o m Länge eingespannt ist. Der Film ist 16 mm breit und doppelt perforiert. Zur Projektion werden Kopien des belichteten Filmes angefertigt.

3.2. Einbringung des Kontrastmittels in die Blutbahn

Die Injektion des Kontrastmittels in das Gefäß erfolgt als indirekte lumbale Aortographie mittels Kathetertechnik nach Seldinger. Meist wird eine selektive abdominale Aortographie zur Darstellung der Arteria renalis, evtl. auf beiden Seiten, angeschlossen. Durch eine Punktionsstelle der Arteria femoralis wird ein Ödman-Katheter rot (mit einem Durchmesser außen von 2,2o mm, innen 1,2o mm) oder grau (Durchmesser außen 2,8o mm, innen 1,8o mm) unter Bildverstärker-Fernsehdurchleuchtung bis in die Höhe des 12. Brustwirbelkörpers vorgeschoben. Der Sitz des Katheters wird durch eine kleine Kontrastmittelmenge, die manuell schnell eingespritzt wird, überprüft ("Probeinjektion"). Oft wird hierbei auch (im Nebenschluß) der Filmstreifen gewonnen. Je nach Fragestellung erfolgt nun die Injektion des Kontrastmittels, die bei einer Menge von ca. 1 - 2 ml von Hand ausgeführt wird, bei größeren Mengen durch den Katheter schneller und mit höherem Druck mittels einer Druckspritze appliziert wird. Für die Kontrastmittelinjektion zur Kreislaufanalyse wird die von SCHAD und STUCKY entwickelte Injektionsspritze "Contrac II" benutzt (SCHAD, STUCKY, WELLAUER, 1966; STUCKY, SCHAD, PIRCHER, 1967). Durch hohen Druck ermöglicht sie eine extrem rasche Injektion des Kontrastmittels. Dadurch vermischt sich das Kontrastmittel mit dem Blut fast vollständig, so daß keine Unterschichtung entsteht.

3.3. Kontrastmittel

Als Kontrastmittel finden Angiografin (Fa. Schering, Berlin) und Conray (Fa. Byk-Gulden, Konstanz) Anwendung. Es sind jodhaltige wasserlösliche Substanzen; sie werden mit der Plasmaphase des Blutes bewegt (Plasmaindikatoren). Die gegenüber dem Zentralstrom langsamere Geschwindigkeit des Plasmasaumes ließe erwarten, daß das Kontrastmittel mit entsprechend geringer Strömungsgeschwindigkeit fließt. Nach RUTISHAUSER (1969) spielt jedoch der Unterschied zwischen Plasma- und Erythrozytengeschwindigkeit faktisch keine Rolle; es wird eine "mittlere Verweildauer" der Kontrastmittelpartikel im Gefäßlumen gemessen. Zudem wird durch die rasche Injektion des Kontrastmittels eine Durchmischung über den gesamten Gefäßquerschnitt erreicht, besonders dann, wenn das Kontrastmittel in der Diastole in die quasi stellstehende Blutsäule injiziert und mit dem systolischen Strom weitertransportiert wird. Dabei tritt eine gleichmäßige Verteilung des Indikators über den ganzen Gefäßquerschnitt ein, d.h. die Randströmung entspricht dem Axialstrom.

3.3.1. Kontrastmittelwirkung

Die verwendeten Kontrastmittel werden im Plasma vorwiegend an Albumin gebunden und wirken im Gefäßsystem auf Grund ihrer hohen Osmolarität als hypertone Flüssigkeit (osmotischer Druck des Plasmas bei 37° C 7,7 at, osmotischer Druck des Kontrastmittels bei 37° C 38,4 - 39,5 at). SCHWARZKOPF, NIEDERMEYER und SCHÄFER (1965) haben sich mit den pharmakologischen Eigenschaften der Kontrastmittel beschäftigt, die zu haemodynamischen Änderungen im Gefäßsystem führen sollen. Sie berichten, daß ca. 2o Sekunden nach Injektion des Kontrastmittels intravasal (Aorta) oder intracardial (in eine der vier Herzhöhlen) eine Systemhypotension

als Folge einer Vasodilatation auftritt, deren arterielle Druckwerte sich erst nach ca. 2 Minuten wieder auf das Ausgangsniveau einstellen. Allerdings wurden bei diesen Angiographien jeweils 2o - 4o ml Röntgenkontrastmittel injiziert, eine Menge, die bei den Probeinjektionen, bei denen der Kinofilm über dem Lageort des Katheters in der Aorta abdominalis exponiert wird, nie erreicht wird. BROWN et al. (1965) berichten über ähnliche Wirkungen 2o - 4o sec nach der Injektion. Als Ursache wird neben der erwähnten Vasodilatation eine auf Grund der hohen Osmolarität entstehende intravaskuläre Volumenzunahme durch Einstrom von Flüssigkeit aus dem Extrazellulärraum und den Erythrozyten angenommen. Bei den vorliegenden Versuchsbedingungen können diese Wirkungen unberücksichtigt bleiben, da nur geringe Kontrastmittelmengen gespritzt werden und die Messung während der ersten Probeinjektion stattfindet, so daß die erwähnte Kreislaufwirkung noch nicht eingetreten sein kann.

3.4. Filmwiedergabe

Die Filmkopien werden mit einem Projektor[1)] abgespielt, der die für die Aufgabe notwendigen Anforderungen (regelmäßige Bildfolge, ruhiger Bildstand, Einzelbildprojektion und störungsfreier Vor- und Rücklauf) erfüllt. Das Projektionsbild wird auf einer mit weißem Kunststoff beklebten Eisenplatte aufgefangen, die den Vorteil bietet, daß auf ihr die an Haftmagneten angebrachten Meßzellen leicht verschoben und befestigt werden können. Auf diese Weise ist

---

1) "Analector", Fa. N.V. Optische Industrie "de oude delft", Delft, Holland.

es möglich, von jedem beliebigen Ort des projizierten Bildes mit Hilfe der Meßzellen eine Meßkurve aufzuzeichnen (s. Abb. 1). Durch Veränderung des Abstandes zwischen Projektor und Meßfläche ist jede Vergrößerung des interessierenden Gefäßgebietes möglich; weiterhin stehen zwei Objektive verschiedener Brennweite zur Projektion zur Verfügung.

3.5. Physikalische Grundlagen des Meßverfahrens (Quotientenverfahren)

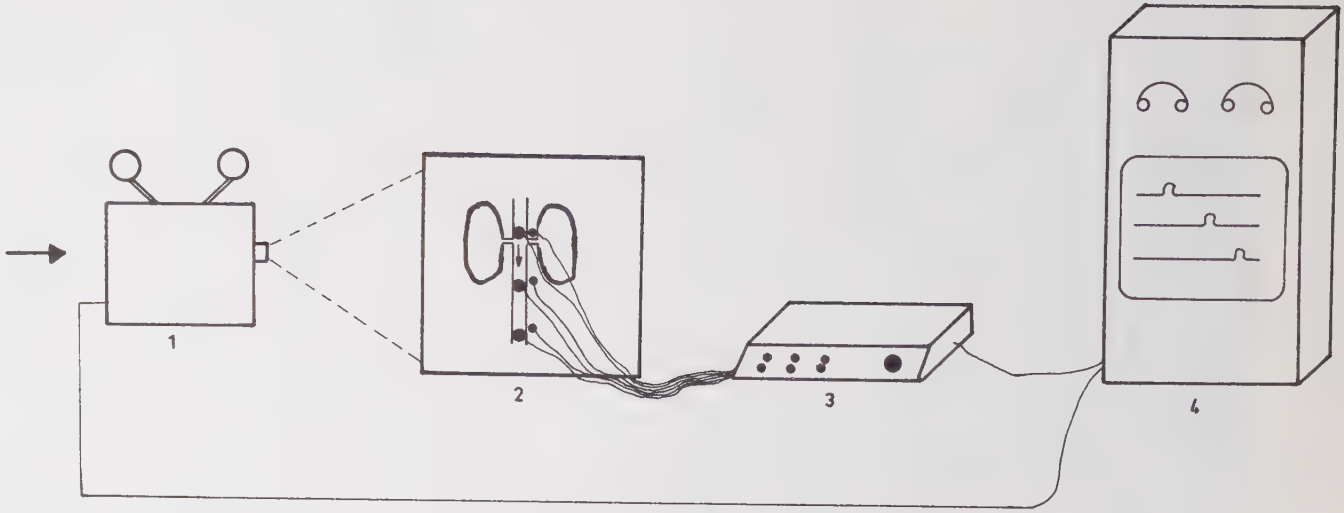
Die angewandte Methode beruht auf der densitometrischen Messung von Schwärzungsunterschieden angiographischer Röntgenaufnahmen mittels Photowiderständen. Die Schwärzungsunterschiede werden durch den Fluß eines jodhaltigen Kontrastmittels durch die untersuchten Gefäßabschnitte hervorgerufen. Dabei werden fortlaufend die durch den Kontrastmittelfluß verursachten Helligkeitsänderungen photometrisch registriert. Der Kontrastmittelfluß ist auf einem Röntgenkinofilm festgehalten, dessen Bild als Lichtkegel auf die an einer Projektionswand befindlichen Photowiderstände fällt. Die Messung der Strahlungsintensität wird nach einer densitometrischen Meßmethode vorgenommen, die auf dem Prinzip der Quotientenbidlung der Meßwerte räumlich differenter Meßpunkte[1)] beruht (VANSELOW, HEUCK, PIEPGRAS, 1968). Diese Methode eliminiert die Messung beeinflussende Störfaktoren, wie den Schwächungsanteil der durchstrahlten Körperpartien, Helligkeitsschwankungen im Film und durch die Projektion, Überlagerung von Weichteilschatten etc.

---

1) Im Gegensatz dazu: zeitlich differente Meßwerte desselben Ortes, z.B. Blutgefäß mit und ohne Kontrastmittel.

Schema Gefäß - Densitometrie

Röntgenkinematographie ⟶ Kinofilm



1 Projektor
2 Projektionswand mit Meß- und Vergleichszellen
3 Wheatstone - Brücke
4 Datenverarbeitungsanlage

Abb. 1

Die Messung mittels räumlich differenter Meßpunkte ist ein in der Physik (Meßtechnik) häufig angewandtes Verfahren zur Elimination störender Faktoren.[1] Beim angewandten räumlichen Differenzprinzip werden zur Strahlungsmessung zwei Cadmiumsulfid-Photowiderstände (Cds-Widerstand ORP 63 der Fa. Valvo GmbH, Hamburg) benutzt. Sie werden auf einem Permanentmagneten aufgeklebt und können so an jedem beliebigen Ort der Projektionswand angebracht werden.

Die ORP-63-Photowiderstände haben eine erheblich höhere Stromausbeute als Photovervielfacher; die Messung des von der Beleuchtungsstärke abhängigen Widerstandswertes des Photowiderstandes ist mit einfachen technischen Geräten möglich.[2]

Die Photowiderstände werden zur Messung paarweise angeordnet. Der eine Empfänger wird auf dem projizierten Bild an der Stelle angebracht, wo der erwartete Durchfluß des Kontrastmittels im Gefäß stattfinden wird (Meßzelle). Der andere Empfänger wird so befestigt, daß er die Störstrahlung und die nicht interessierende Strahlung des Gesamtbildes erfaßt, ohne die Schwärzung durch das Kontrastmittel zu messen (Vergleichszelle). Somit trifft auf die Meßzelle die interessierende (Kontrastmittelpfropf) und die nicht interessierende Strahlung (das ist das Objekt ohne Kontrastmittel), sowie die Störstrahlung (das sind Helligkeitsschwankungen im Film und durch die Projektion); auf die Vergleichszelle trifft nur die nicht interessierende Strahlung und die Störstrahlung. Diese beiden Zellen werden in eine Wheatstone-Brücke geschaltet, die neben diesen beiden variablen Widerständen zwei konstante Festwiderstände zur Messung ent-

---

1) Vgl. Balkenwaage als räumlich differentes Verfahren.

2) Vgl. VANSELOW, K., HEUCK, F., PIEPGRAS, U.; Theoretische Grundlagen einer Methode zur Messung der Gewebsdurchblutung am nicht narkotisierten Menschen. Fortschr. Röntgenstr. 108, 529 - 536 (1968).

hält. Die Wheatstone-Brücke wird von einer Spannungsquelle U_o gespeist; die Photowiderstände P_1 und P_2 sind die Widerstände der Photzellen in dem einen Brükkenzweig, R_1 und R_2 sind die Festwiderstände im zweiten Brückenzweig (s. Abb. 2). Wird nun gemessen, so stellt sich eine Spannung zwischen den beiden variablen Photowiderständen ein, die mit der Spannung der Festwiderstände verglichen wird. Es kommt nur dann zu einer Spannungsänderung im Brückenausgang (U_M), wenn sich durch unterschiedliche Schwärzung (Lichtstrahlung) der Widerstand der Meß- und Vergleichszelle in verschiedenem Ausmaß ändert.

Eine Änderung der Widerstandswerte in den Photowiderständen in gleicher Höhe bewirkt keine Spannungsschwankung in der Wheatstone-Brücke; d.h. aber: es tritt bei U_M keine Änderung ein; am Ausgang der Brücke ändern sich die Spannungswerte nicht.

Schaltschema eines Meßzellpaares in der Wheatstone – Brücke

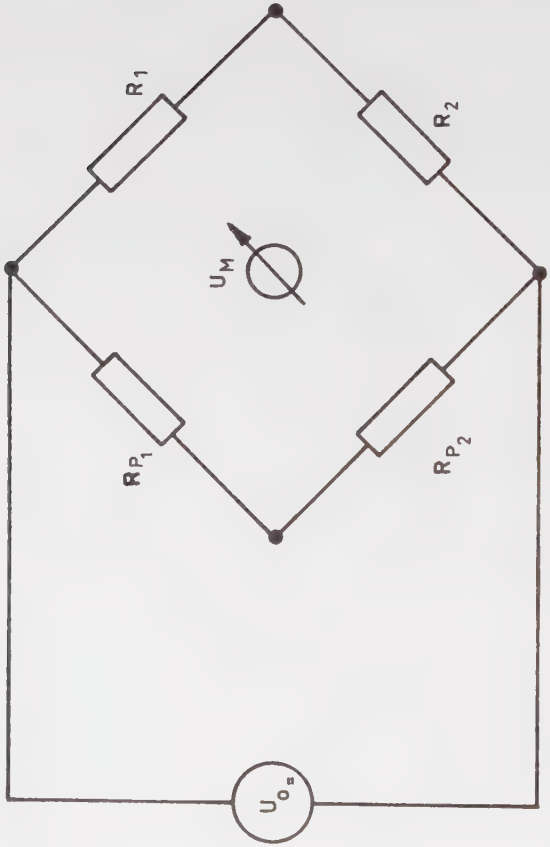
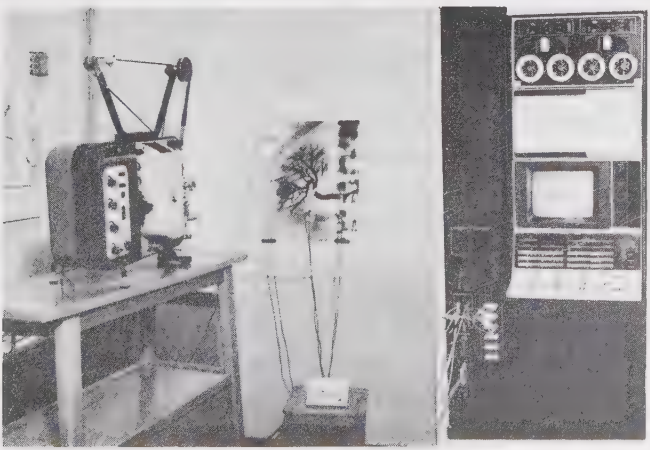


Abb. 2

Anordnung der Meßzellen auf dem projizierten Kinobild (schematisch)



Filmwiedergabegerät und Kurvenaufzeichnung auf dem PDP - 12

3.6. Filmprojektion und Aufzeichnung der Meßkurven

Um die gewünschte Geschwindigkeitsbestimmung des Kontrastmittelflusses aus dem Projektionsbild vornehmen zu können, benötigt man zwei Meßkurven. Diese Meßkurven müssen an zwei voneinander entfernt gelegenen Orten gewonnen werden, über die das Kontrastmittel hinwegfließt. Durch den Abstand der Meßorte ist eine getrennte Registrierung möglich. Das Kontrastmittel fließt vom Injektionsort peripherwärts; dadurch erscheint es zuerst an dem herzwärts gelegenen Meßort, bevor es zum peripher gelegenen Meßort weiterfließt. Es entsteht somit eine zeitliche Verschiebung der Meßkurven. Eine Meßkurve entsteht durch die Helligkeitsschwankungen, die der Kontrastmittelfluß in der Aorta verursacht. Die Registrierung der Helligkeitsschwankungen erfolgt mit Photozellen nach dem Quotientenverfahren:

Der Röntgenkinofilm wird mit dem Analector-Projektor mit einer Geschwindigkeit von 24 Bildern/sec abgespielt. Der Filmvorlauf wird gestoppt, wenn ein Kontrastmittelfluß in der Aorta abdominalis sichtbar wird. Im Standbild kann nun die Positionierung der Meßzellpaare auf der Projektionswand geschehen. Es werden drei Meßzellpaare angebracht, um drei Meßkurven von drei voneinander entfernt liegenden Meßorten zu erhalten. Ein Meßzellpaar liegt in Höhe des Abgangs der Nierenarterien oder unmittelbar darüber, eines unter dem ersten in einem Abstand von 2 bis 6 cm, ein drittes in gleichem Abstand unter dem zweiten über der Aufzweigung der Aorta abdominalis in die Iliacalarterien. Die Entfernung wird in cm ausgemessen. Um die Methode des Quotientenverfahrens anzuwenden, wird der eine Photowiderstand eines Meßzellpaares (Meßzelle) im Gefäßlumen placiert, der andere (Vergleichszelle) ausserhalb des Gefäßlumens dicht neben dem Gefäß. Bei der Vergleichszelle findet kein Kontrastmittelfluß statt.

Schema zur Positionierung der Meßzellen

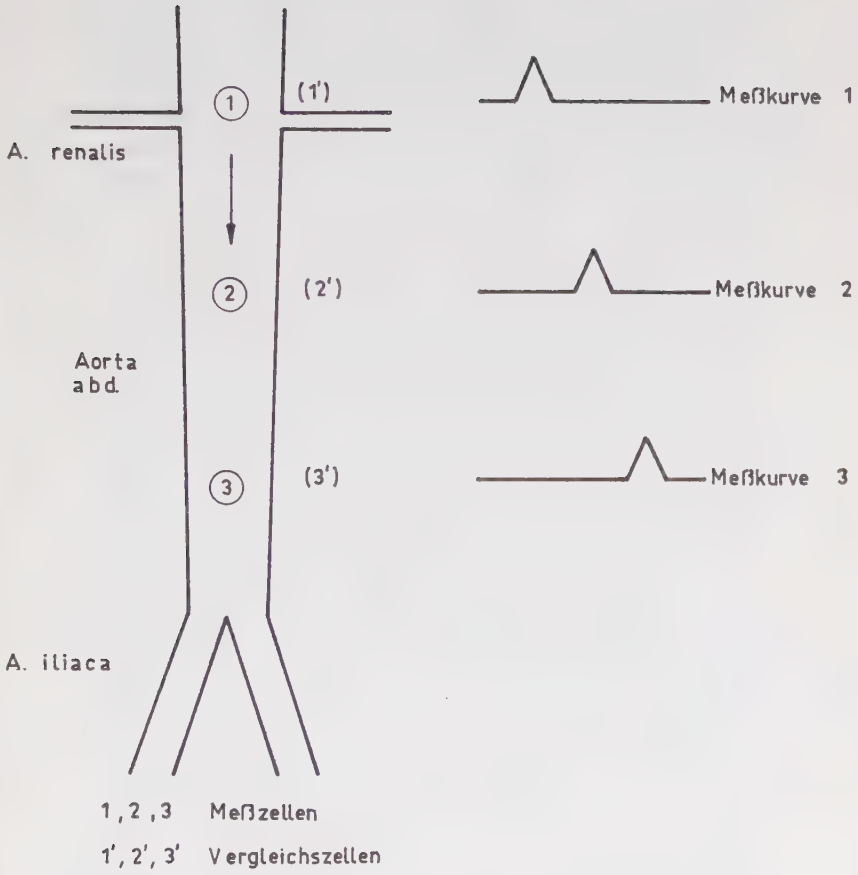


Abb. 3

Die beiden anderen Meßzellpaare werden in gleicher Weise auf der Projektionswand angebracht. Die Photowiderstände sind mit einer Wheatstone-Brücke verbunden, in der die Quotientenbildung stattfindet. Sind alle Photowiderstände positioniert, wird der Film durch Rücklauf an seinen Anfang zurückgespult. Wird er nun im Vorlauf abgespielt, kann die Aufzeichnung der Meßkurven beginnen. Die Meßkurven werden in einer Datenverarbeitungsanlage aufgezeichnet. Im Institut für Biomedizinische Technik, Abt. Katharinenhospital, Stuttgart wurde für die Registrierung der aus der Wheatstone-Brücke abgegriffenen Spannung eines jeden Meßzellpaares und für die Aufzeichnung der Spannungsänderungen als Meßkurven ein besonderes Computerprogramm erstellt. Dieses Programm ermöglicht eine gleichzeitige Registrierung der drei Meßkurven. An jedem Meßzellpaar wird von jedem einzelnen projizierten Bild des Kinofilmes entsprechend dem am Ausgang der Wheatstone-Brücke abgegriffenen Spannungswert ein Bildpunkt aufgezeichnet; d.h. synchron der Wiedergabegeschwindigkeit des Films (24 Bilder/sec) entspricht jedem Meßwert eines Einzelbildes ein Bildpunkt auf dem Leuchtschirm der Rechenanlage. Diese Schaltung wird durch Triggerung erreicht, derart, daß beim Wechsel von einem projizierten Kinobild zum anderen in der Datenverarbeitungsanlage ein Signal ausgelöst wird. Auf dieses Signal hin wird von jedem Spannungswert eines Meßzellpaares ein Bildpunkt aufgezeichnet. Fließt - wie zu Beginn des Filmvorlaufs - kein Kontrastmittel im Gefäß, so tritt keine Änderung der Spannungswerte der Meß- und Vergleichszelle in unterschiedlichem Ausmaß ein. Auf diese Weise wird der Nullwert registriert; das ist der Meßkurventeil, der ohne Kontrastmittelfluß aufgezeichnet wird. Sobald das Kontrastmittel aber über die Meßzelle hinwegfließt,

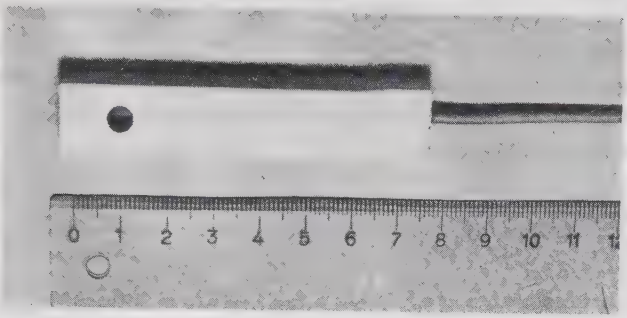
tritt eine Spannungsänderung zwischen Meß- und Vergleichszelle ein; die Kurve steigt von der Nullinie an und zeichnet die Schwärzung, hervorgerufen durch den Kontrastmittelfluß, auf. Diese Registrierung geschieht zeitlich nacheinander; erst an der Meßzelle 1 am Abgang der Nierenarterien (Meßkurve 1), dann unter dieser im Abstand von 2 bis 6 cm (Meßkurve 2) und schließlich an der Meßzelle 3 vor der Aufzweigung in die Iliacalarterien (Meßkurve 3). Mit Beginn der Aufzeichnung des Nullwerts der Meßkurve 1 werden auch die Nullwerte der Meßkurven 2 und 3 registriert: je weiter ein Meßzellpaar von einem anderen entfernt ist, desto später steigt die durch den Kontrastmittelfluß hervorgerufene Kurve aus dem Nullwert an (s. Abb. 3).

Die Meßkurven werden von der Rechenanlage Meßpunkt für Meßpunkt aufgezeichnet und abgespeichert. Sie erscheinen auf dem Bildschirm der Datenverarbeitungsanlage, in derselben Reihenfolge wie auf der Projektionswand angeordnet, einige Sekunden nach Beendigung der Kinofilmprojektion. Zu jedem Fall wird eine "Fallbeschreibung" mitregistriert, die die Nummer des Patienten, das erfaßte Gefäßgebiet und sonstige Angaben enthält. Die Kurven können beliebig oft zur Auswertung abgerufen werden.

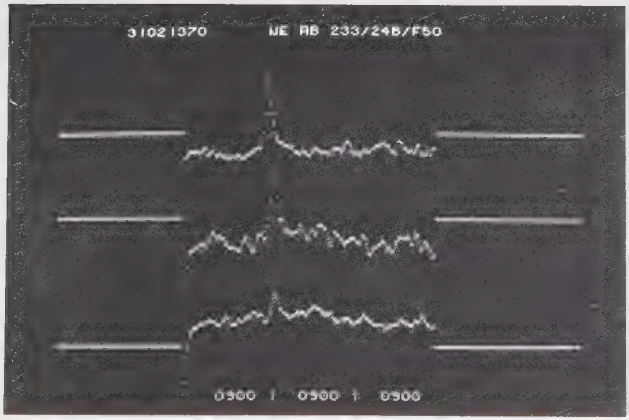
Die Kurve des Nullwerts zeigt geringe Schwankungen ("Rauschen"), die vorwiegend durch Helligkeitsschwankungen, hervorgerufen durch Röntgenquantenrauschen beim Filmlauf, entstehen. Durch das Quotientenverfahren können diese Schwankungen nicht beseitigt werden, da Meß- und Vergleichszelle nicht gleichzeitig von den Helligkeitsschwankungen betroffen werden.

Dieses "Rauschen" stört das zu registrierende Signal nicht. Durch Tiefpaßfilterung (zeitliche Mittelung, "Dämpfung") werden die Helligkeitsschwankungen gemildert; bildet man das Projektionsbild nicht scharf, sondern unscharf auf der Leinwand ab (räumliche Mittelung über ein und dieselbe Stelle), so erhält man eine nahezu rauschfreie Kurve, aus der klare Signale abzuleiten sind.

Die Störungen können durch die apparative Einrichtung des Meßsystems weitgehend eliminiert werden. Es ergibt sich eine spiegelbildliche Kurvenform bei Rück- und Vorlauf des Films (PIEPGRAS, HEUCK, VANSELOW, 1967).



Der zur Registrierung des Photostromes benutzte Photowiderstand



Originalkurve auf dem Bildschirm der PDP - 12 - Rechenanlage

3.7. Auswertung der Meßkurven und Berechnungsgrundlage

Die Kurvenauswertung erfolgt per Hand entweder sofort an den auf dem Leuchtschirm der Datenverarbeitungsanlage geschriebenen Kurven oder durch Abruf der Kurven aus dem Speicher der Datenverarbeitungsanlage. Auf diese Weise ist es möglich, die Kurven beliebig oft auszuwerten.

Die Kurven stehen in ihrer Reihenfolge 1 - 2 - 3 untereinander, wie sie aufgenommen worden sind. Ein Vergleich (optisch) und eine zeitliche Verschiebung gegeneinander ist leicht möglich, da in dieser Anordnung (von oben nach unten) auch der Kontrastmittelfluß erfolgt.

Es interessiert die Zeit, die das Kontrastmittel benötigt, um von der jeweils herzwärts gelegenen zur peripheren Meßzelle zu fließen. Diese Zeit ist identisch mit dem Abstand zweier Kurvenanstiege aus der Nullinie. Diese Zeitangabe ermöglicht zusammen mit dem gemessenen Abstand der Photozellen voneinander die Ausrechnung der Blutströmungsgeschwindigkeit. Zur Berechnung des Blutstromvolumens (= Stromstärke) benötigt man den Durchmesser des interessierenden Gefäßabschnittes. Diesen bestimmt man am besten aus der bei jeder angiographischen Untersuchung angefertigten Serienangiographie, da diese Einzelaufnahme - zur Dokumentation morphologischer Beschaffenheit oder Veränderungen des Gefäßsystems aufgenommen - wesentlich genauere Messungen als das projizierte Bild des Röntgenkinofilmes ermöglicht. Der reale Durchmesser des entsprechenden Gefäßes ergibt sich dann unter Berücksichtigung des Vergrößerungsfaktors.

Gegenüber der Aufzeichnungsmethode mit dem EKG-Schreiber (kontinuierlicher Aufschrieb ohne Einzelbildauf-

zeichnung) erlaubt die Computerkurve eine einfache Berechnung der interessierenden Größen.[1] Angaben wie die Schreibgeschwindigkeit des EKG-Schreibers etc. gehen jetzt in die Berechnung nicht mehr ein.

Jedem projizierten Bild des Kinofilms entspricht ein Bildpunkt auf der Meßkurve. Die Schwärzungskurven stehen im Abstand von einigen Bildpunkten untereinander; sie sind gegeneinander um einige Bildpunkte verschoben. Die Kurven können auf dem Bildschirm manuell zur Deckungsgleichheit gebracht werden, wobei die dazu vorgenommene Verschiebung der einen Kurve auf die andere in der entsprechenden Zahl an Bildpunkten auf dem Leuchtschirm abgelesen werden kann.

Die Differenz zwischen dem Kontrastmittelanstieg zweier Kurven wird in Bildpunkten ausgezählt; entsprechend jeder gewünschte Punkt zweier Kurven. Da die Aufnahmegeschwindigkeit bekannt ist (in Bildern/sec) läßt sich aus der Zahl der ausgezählten Bildpunkte ablesen, welcher Zeit diese Bildpunkte im Verhältnis zur Aufnahmegeschwindigkeit entsprechen. D.h. bei einer Aufnahmegeschwindigkeit von z.B. 8o Bildern/sec und einer Differenz der Kurve 2 von Kurve 1 von 8 Bildern benötigt das Kontrastmittel $8 = \frac{1}{1o}$ der Bilder, die eine Sekunde ausmachen (8o Bilder), also $\frac{1}{1o}$ sec. Für die Berechnung der Zeit ergibt sich die Beziehung:

$$\Delta t = \frac{\text{gez. Bilder}}{\text{Aufnahmegeschwindigkt.}} \qquad \frac{\text{Bilder}}{\text{Bilder/sec}} = \text{sec}$$

Die Geschwindigkeit ergibt sich aus Weg/Zeit, d.h.:

$$v = \frac{s}{\Delta t} \qquad \frac{\text{cm}}{\text{sec}}$$

Dabei ist s der reale Abstand zwischen den Photozellen; also der Weg, den der Kontrastmittelstrom zurücklegt.

---

1) Diese einfache Berechnung der interessierenden Größen läßt sich auch mit dem EKG-Schreiber erreichen, wenn im Gegensatz zum kontunierlichen Aufschrieb ohne Einzelbildaufzeichnung die Einzelbildpunkte auf dem EKG-Papier mitgeschrieben werden. (Lit.: FELIX et al., 1972).

Den realen Weg erhält man, wenn man die gemessene Entfernung zwischen den jeweils benachbarten Photozellen auf der Projektionswand mit dem Vergrößerungsfaktor multipliziert. Diesen Faktor kann man leicht aus einem mitgefilmten Maßstab errechnen, dessen Größe bekannt ist - also:

$$s\ real = s\ gemessen \cdot K \quad (K = Vergrößerungsfaktor)$$

Es ergibt sich nach Einsetzen in die Weg-Geschwindigkeitsformel:

$$v = \frac{\frac{s\ gem. \cdot K}{gez.\ Bilder}}{Aufnahmegeschw.} \left\{\frac{cm}{sec}\right\} = \frac{s\ gem. \cdot K \cdot Aufnahmegeschw.}{gez.\ Bilder}$$

Somit steht für die Auswertung der Computer-Kurven eine einfache Formel zur schnellen Errechnung der Strömungsgeschwindigkeit zur Verfügung.

Für das Stromvolumen ergibt sich nach Formel $I = v \cdot Q$

$$Stromvolumen = \frac{Vol}{sec} = I = \frac{\pi}{4} d^2 \cdot v$$

Dabei ist $\frac{\pi}{4} d^2$ der in der Formel angegebene Querschnitt Q, d der an der Serienangiographie gemessene und mit dem Vergrößerungsfaktor multiplizierte Durchmesser des Gefäßes. Mit der angegebenen Formel ist es leicht, bei vorher bestimmten Bildpunktabständen jeweils die Strömungsgeschwindigkeit und das Stromvolumen zu bestimmen.

Die cinedensitometrisch bestimmten Stromvolumina müssen mit dem zu messenden wahren Durchfluß übereinstimmen. RUTISHAUSER (1969) stellte hierzu Modellversuche an, in denen er den densitometrisch bestimmten Durchfluß mit dem durch Meßzylinder und Stoppuhr gemessenen Durchfluß (Modellkreislauf) verglich. Er

konnte keine Abweichung zwischen den Ergebnissen beider Methoden feststellen; der Korrelationskoeffizient betrug o,976. Außerdem stellte er Modellversuche am intakten Kreislauf von Hunden (in der Arteria carotis) an. Hierzu maß er ebenfalls simultan volumetrisch und cinedensitometrisch den Durchfluß. Auch hier fand sich keine Abweichung zwischen den densitometrisch und den durch Stoppuhr und Zylinder bestimmten Meßwerten. Der Korrelationskoeffizient betrug dabei o,946. Die mittels Cinedensitometrie gewonnenen Ergebnisse strömungsphysiologischer Größen stimmen weitgehend mit Ergebnissen aus Modellversuchen überein.

3.8. Meßgrößen im Auswertungsprotokoll

Zur Ermittlung des Bildabstandes, der zur Errechnung der Strömungsgeschwindigkeit notwendig ist, wird jeder Fall systematisch ausgewertet. Das Auswertungsprotokoll wird von einer Schreibmaschine, die an der Datenverarbeitungsanlage angeschlossen ist, ausgedruckt (s. Abb. 4 und 5).

Im Einzelnen ergeben sich aus dem Kurvenbild folgende Meßgrößen: Durch Einstellen eines Leuchtpunktes auf den Fußpunkt (Anstiegsbeginn der Kurve) und dann auf den Endpunkt der Kurve 1, danach Kurve 2 und später Kurve 3, ergibt sich die Bestimmung der Impulsbreite der einzelnen Kurven in Bildern. (Meßwerte 1 5 2). Die Impulsbreite läßt erkennen, wie lange der Kontrastmittelfluß dauert.

Jede Kurve hat eine deutliche, von Fall zu Fall oft verschieden steile, Anstiegsfront, die das Verhalten der Kontrastmittelfront widerspiegelt. So bedeutet

eine steile Front, daß die Kontrastmittelfront besonders schnell an der Meßzelle vorbeischießt. Schiebt man die Anstiegsfronten auf dem Leuchtschirm übereinander,so kann man die Verschiebung zweier Kurven gegeneinander in Bildern ablesen (Meßwerte 3 7 9 ; sie dienen zur Berechnung der Frontgeschwindigkeit).

Jede Kurve hat neben einer Anstiegs- und Rückfront ein Maximum, das man als Schulter bezeichnen kann. Der Abstand dieser Maxima zwischen den Kurven 1 und 2 und den Kurven 1 und 3 wird - wieder durch Verschiebung der Kurven aufeinander - im Spitzenwertabstand festgehalten (Meßwerte 4 8 ; sie ergeben die Gruppengeschwindigkeit).

Auswertung

Anordnung im Protokoll

x MP = ①	x MP = ②	x 12 = ③	x 12 = ④
x MP = ⑤	x MP = ⑥		
x 13 = ⑦	x 13 = ⑧	x 23 = ⑨	

Erklärung:

1	Impulsbreite (-dauer)	Kurve 1
2	Impulsbreite	Kurve 2
3	Fußpunktabstand	Kurve 1-2
4	Spitzenwertabstand (Maxima - Abst.)	Kurve 1-2
5	Impulsbreite	Kurve 3
6	Anstiegszeit (Fußpunkt-Maximum)	Kurve 3
7	Fußpunktabstand	Kurve 1-3
8	Spitzenwertabstand	Kurve 1-3
9	Fußpunktabstand	Kurve 2-3

Die Meßzelle am proximalen Gefäßabschnitt zeichnet Kurve 1 auf, die am distalen Gefäßabschnitt Kurve 3, dazwischen Kurve 2.

Abb. 4

Original - Kurve mit Zuordnung der Meßgrößen

Abb. 5

3.9. Bemerkungen zur Methode

Die vorliegende Methode angiocinedensitometrischer Untersuchungen am nicht narkotisierten Menschen hat nach Einführung des Quotientenverfahrens eine hohe Aussagekraft erhalten. Störfaktoren, die die Messung beeinträchtigen, konnten reduziert werden.

Die Meßgenauigkeit hängt erheblich von der Aufnahmegeschwindigkeit der Kamera ab. Die ausgewerteten Röntgenkinofilme waren in überwiegender Zahl mit einer Geschwindigkeit von 8o Bildern/sec aufgenommen worden. In die Berechnungen der Meßgenauigkeit geht noch die Meßstrecke ein. Bei der vorgegebenen Bildaufnahmefrequenz von 8o Bildern/sec ergibt sich in Abhängigkeit von der Meßstrecke für die ermittelten Strömungsgeschwindigkeiten ein Meßfehler von 1o bis 2o % (s. Abb. 6). Eine Steigerung der Meßgenauigkeit wäre durch Erhöhung der Bildaufnahmefrequenz möglich (die Meßstrecke kann wegen der anatomischen Gegebenheiten und des Bildausschnittes der Kamera nicht über 6 cm liegen). Die Bildaufnahmefrequenz wird jedoch durch die Dicke der zu durchstrahlenden Körperpartien der untersuchten Patienten limitiert, da nicht beliebig hohe Aufnahmespannungen der Röntgenröhre möglich sind.

Einen Fehler beinhaltet auch die Umrechnung des auf der Serienangiographie gemessenen Gefäßdurchmessers zum realen Gefäßdurchmesser. Wenn auch der Umrechnungsfaktor genau bestimmt werden kann, so treten doch Fehler durch Ablesung und verzerrte Projektion auf.

Die Ermittlung der Bildpunktabstände zur Gewinnung der Zeitdifferenz zweier Ereignisse durch Verschieben der Meßkurven gegeneinander stellt eine subjektive Auswertung dar. Unabhängig voneinander stattfindende Vergleichsauswertungen mit diesem Verfahren ergaben eine gute Übereinstimmung der Ergebnisse.

Meßgenauigkeit bei vorgegebener Bildaufnahmefrequenz in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit und der Meßstrecke

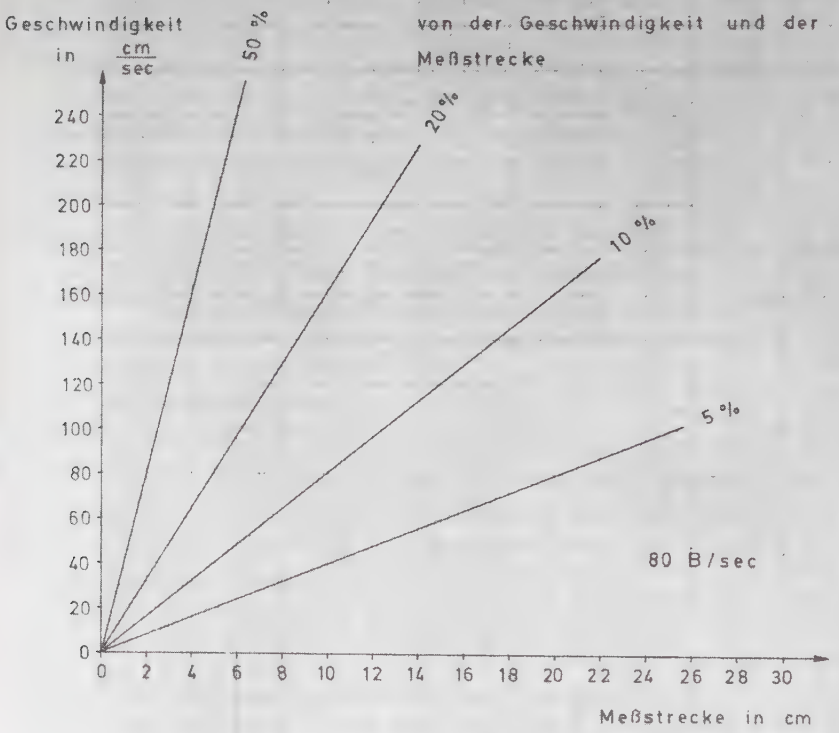


Abb. 6

Mathematische Analysen mit Hilfe der Datenverarbeitungsanlage (Schwerpunktsbildung, digitale Filterung, Kreuzkorrelation[1]) brachten in all den Fällen gute Übereinstimmung, bei denen keine zu großen Formverschiedenheiten der aufgezeichneten Kurven auftraten (im Sinne von breitem diastolischem Flow, wie auch schmalem systolischem Flow in Abb. 11).

---

1) Die Programme hierzu wurden von D. DECKER, E. EPPLE und P. UNGERER im Institut für Biomed. Technik, Abt. Katharinenhospital, Stuttgart, erarbeitet.

4. ÜBERLEGUNGEN ZUR KURVENFORM UND ZUORDNUNG VON GESCHWINDIGKEITEN

4.1. Phasengeschwindigkeit, Frontgeschwindigkeit und Gruppengeschwindigkeit

In großen Blutgefäßen wie der Aorta abdominalis herrscht keine kontinuierliche, sondern eine pulsierende Blutströmung. Gibt man in die Aorta abdominalis ein Kontrastmittel kontinuierlich, so erhält man die Geschwindigkeit der Blutströmung nur über eine Verdünnungskurve an einem Ort. Die Cinedensitometrie hingegen registriert den Transport einer Kontrastmittelmarke an zwei auseinanderliegenden Orten. Eine solche Markierung ist nur über eine nicht kontinuierliche Kontrastmittelinjektion zu bestimmten Zeitpunkten möglich. Wird so Kontrastmittel injiziert, ziehen über dieses wegen der herrschenden pulsierenden Strömung Pulswellen hinweg, die sich mit einer bestimmten Geschwindigkeit fortpflanzen. Diese Geschwindigkeit wird in der Physik Phasengeschwindigkeit, in der Medizin Pulswellengeschwindigkeit[1)] genannt. Die Phasengeschwindigkeit ist die Geschwindigkeit, mit der sich in einer Welle eine Stelle konstanter Phase, z.B. das Maximum oder Minimum, bewegt. Sie bleibt in der Auswertung der cinedensitometrischen Kurven unberücksichtigt.

Von der Phasengeschwindigkeit müssen die Front- und Gruppengeschwindigkeit getrennt werden; Größen, die mittels Densitometrie meßbar sind und als Grundlage für die Berechnung der Strömungsgeschwindigkeit dienen.

Die Gruppengeschwindigkeit ist die Geschwindigkeit, mit der eine Wellengruppe fortschreitet; sie gibt die

---

1) In der Medizin wird die Pulswelle mit Pulsabnehmern (z.B. nach BRECHT/BOUCKE) registriert. Aus der Laufzeit der Pulswelle zwischen zwei voneinander entfernt gelegenen Abnahmeorten errechnet sich die Pulswellengeschwindigkeit.

Ausbreitung der Energie an. Die Gruppengeschwindigkeit wird bestimmt aus den Abständen der Kontrastmittelmaxima; sie gibt die häufigste oder wahrscheinlichste Geschwindigkeit an. In der Standardauswertung stehen dafür die Meßwerte 4 8. Die Front dieser Wellengruppen breitet sich mit der Frontgeschwindigkeit aus: das ist der Abstand zwischen den Kontrastmittelfronten. Die Frontgeschwindigkeit wird in den Meßwerten 3 7 9 abgelesen (s. Abb. 5).

Bei der Strömung des Blutes gilt die Gruppengeschwindigkeit als die durchschnittliche Geschwindigkeit. In den vorliegenden Untersuchungen konnte kein Unterschied zwischen Front- und Gruppengeschwindigkeit festgestellt werden. Zur Berechnung der Strömungsgeschwindigkeit wurde die Frontgeschwindigkeit herangezogen, die aus der zeitlichen Differenz der Anstiegsfronten ermittelt wird (s. Abb. 5).

Die Geschwindigkeit des Kontrastmittelbolus von Meßzelle 1 nach Meßzelle 3 erlaubt die sicherste Aussage, weil über die größtmögliche Strecke des Kontrastmittelflusses gemessen wird. Die Zeitabstände werden aus der Verschiebung von Kurve 3 gegen Kurve 1 bestimmt (Meßwert 7 in Abb. 4 und 5).

4.2. Geschwindigkeit und Wahl der Meßorte

Nach physikalischen Analysen, die VANSELOW[1] über die Gefäßdensitometrie und deren Ergebnisse angestellt hat, hängen die Geschwindigkeiten von der Wahl der Meßorte ab, d.h. die anatomischen Gegebenheiten des menschlichen Körpers erlauben eine Messung der Front- und Gruppengeschwindigkeit nur an sehr dicht beieinander gelegenen Meßorten.

---

1) Persönliche Mitteilung, unveröffentlicht.

In Abbildung 7 sind einzelne Pulswellen in Abhängigkeit von der Gefäßlänge eingetragen. Man kann die Geschwindigkeit entweder an zwei Meßorten gewinnen, die wesentlich geringer voneinander entfernt sind als der Abstand zweier Pulswellen der Wellenlänge λ beträgt (a), oder an zwei Meßorten, die weiter als der Pulswellenabstand voneinander entfernt sind, (b). Im Fall (a) kann man deswegen die Phasengeschwindigkeit gut messen, weil über diese sehr dicht beieinander gelegenen Meßpunkte M_1 und M_2 die Welle kontinuierlich hinwegläuft und man die Phase derselben Welle (auf Grund des geringen Abstandes) erfaßt.

Die Gruppen- und Frontgeschwindigkeit können hier nicht erfaßt werden, da an diesen benachbarten Meßorten eine örtliche Geschwindigkeit aufgezeichnet wird, die nur ein Teil des Strömungsvorganges dieser einen Periode ist. Bei (b) hingegen liegen die Meßorte M_1 und M_2 weiter als der Pulswellenabstand voneinander entfernt, so daß über der breiten Meßstrecke das gesamte Spektrum aller momentanen Strömungsgeschwindigkeiten einer Periode erfaßt wird. Auf diese Weise werden die Front- und Gruppengeschwindigkeit des Kontrastmittels erfaßt. Die Bestimmung der Phasengeschwindigkeit in diesem Fall ist nicht sicher, da man nicht weiß, ob man auch dieselbe Welle an beiden Meßorten zur Messung verwendet hat.

In der Gefäßdensitometrie findet Fall (a) Anwendung, da nur über unverzweigten Gefäßabschnitten gemessen wird; so auch bei der Aorta abdominalis. Damit wäre aber nur die Phasengeschwindigkeit gut zu messen, da die Meßpunkte - wie im Körper auch - im Vergleich zum Pulswellenabstand sehr dicht beieinander liegen. Nimmt man eine Phasengeschwindigkeit (die vorher bereits als die Pulswellengeschwindigkeit identifiziert wurde) von nur 1 m/sec bei einer Herzschlagfrequenz von 1/sec an, so ergibt sich ein Pulswellenabstand von 1 m. De facto liegen die Pulswellengeschwindigkeiten beim Menschen bei über 4 m/sec.

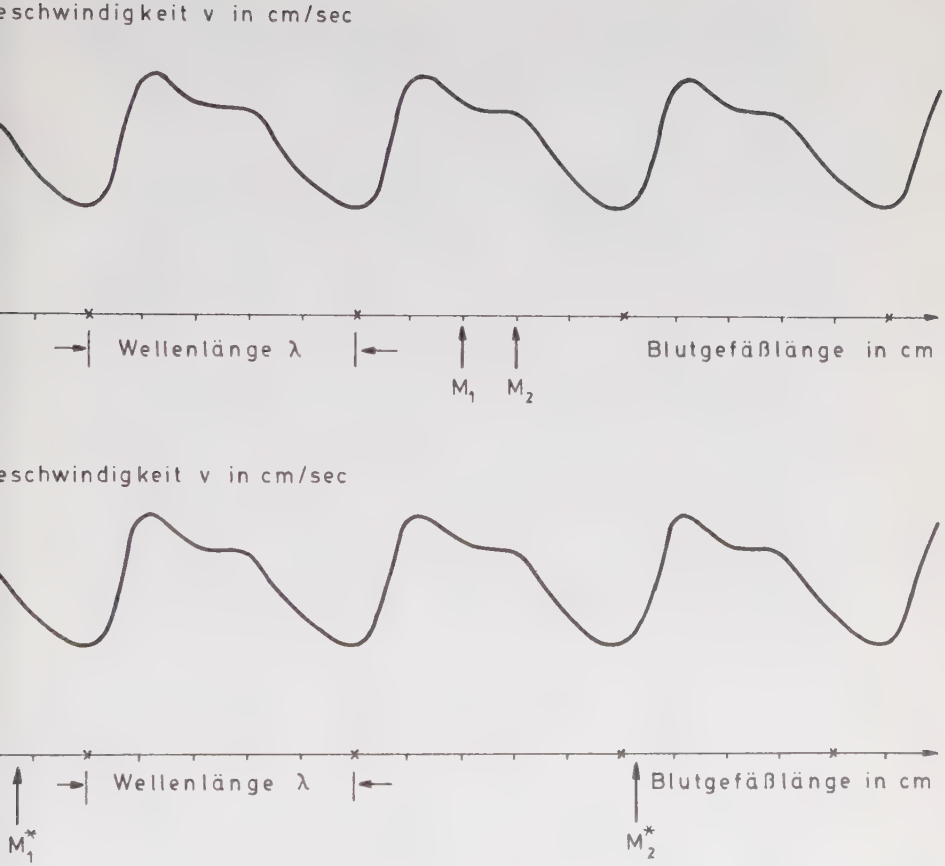

eschwindigkeit v in cm/sec
Wellenlänge λ
M1
M2
Blutgefäßlänge in cm
eschwindigkeit v in cm/sec
Wellenlänge λ
M1*
M2*
Blutgefäßlänge in cm

Abb. 7

Im Vergleich zu diesen Pulswellenabständen ist die Entfernung zwischen den Meßorten äußerst gering; es liegt also Fall (a) vor, bei dem man nur momentane Geschwindigkeiten mißt, die keine Auskunft über Front- und Gruppengeschwindigkeit, die in dieser Fragestellung interessierenden Größen, geben.

Die Gruppengeschwindigkeit über das arithmetische Mittel der einzelnen Geschwindigkeiten zu erhalten (mit der mittleren Kreislaufzeit nach der Stewart-Hamilton-Methode und -Gleichung) ist wegen der Unterschiedlichkeit der Kurven (s. Abb. 11) nicht möglich.

Für die Ermittlung der Gruppengeschwindigkeit mittels Cinedensitometrie eignet sich das S a m p l i n g - Verfahren. (Sampling (engl.) = Stichprobenentnahme). Das Random-Sampling (im Gegensatz zum Real-Time-Sampling und zum Equivalent-Time-Sampling) entnimmt die Meßwerte rein statistisch. Dabei wird für die Bestimmung der Gruppengeschwindigkeit nach dem Random-Sampling außer der statistischen Entnahme in Bezug auf die Zeit auch die Person statistisch genommen, d.h. die Werte beziehen sich auf viele Personen. Die Geschwindigkeit wird über die Zeit und über viele Personen verteilt registriert. Damit findet eine Mittlung über zwei Veränderliche statt. Bildet man nun den arithmetischen Mittelwert über die Geschwindigkeitsverteilung, so erhält man die mittlere Geschwindigkeit des Kontrastmittelmaximums. Das Sampling-Verfahren wird in der Cinedensitometrie folgendermaßen durchgeführt: es wird kontinuierlich gemessen, aber nur zu den für die Messung entscheidenden Zeiten das Kontrastmittel injiziert, so daß die Meßprobenentnahme durch das Erscheinen des Kontrastbolus ermöglicht ist.

5. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

5.1. Material

Es wurden die Filme von 42 Fällen ausgewertet, bei denen die Aorta abdominalis in dem interessierenden Gefäßabschnitt dargestellt war. Bei der Anfertigung der Angiographie lagen meist eine Nierenarterienstenose als Ursache einer Hypertonie, eine Tumorniere oder ein sonstiger Nierenprozeß als Fragestellung vor und erforderten die Durchführung einer angiographischen Untersuchung. 18 Fälle des Untersuchungsgutes hatten eine Hypertonie mit Blutdruckwerten von über 16o/95 mm Hg bis zu 24o/13o mm Hg. Diesen Hypertonie-Fällen stehen 24 Normotoniker gegenüber, bei denen irgendein Nierenprozeß abgeklärt werden sollte. Diese 24 Normotoniker hatten im Untersuchungsergebnis entweder Veränderungen, die keine haemodynamischen Auswirkungen im Bereich der Aorta abdominalis erwarten ließen, oder zeigten keinen pathologischen Nierenbefund. Normotoniker und Hypertoniker werden auf ihre haemodynamischen Verhältnisse hin untersucht; zwischen beiden Kollektiven werden Vergleiche angestellt.

5.2. Ergebnisse

5.2.1. Ergebnisse bei Normotonikern

Das Kollektiv der 24 Normotoniker läßt 1o Fälle mit einer leichten Aortensklerose erkennen, die alle das 5o. Lebensjahr überschritten haben. Schwere Aortensklerosen mit extremer Elongation der Aorta abdominalis kommen nicht vor. Schwankungen des Gefäßdurchmessers erstrecken sich über das gesamte Kollektiv; eine besondere Zuordnung zu den arteriosklerotisch veränderten Aorten ist nicht möglich. Auffallend ist jedoch, daß die Aorten bei den Normotonikern vorwiegend ge-

ringere Durchmesser aufweisen als bei den Hypertonikern. In Tabelle 1 sind Querschnitte ($\frac{\pi}{4}d^2$) der Gefäße zusammengefaßt und aufgegliedert; es zeigt sich deutlich, daß die Querschnitte bis 1,94 cm^2 (entsprechend einem Durchmesser bis 1,55 cm) bevorzugt bei den Normotonikern vorkommen.

Für die Strömungsgeschwindigkeit von Meßzelle 1 nach Meßzelle 3 ergeben sich Werte von 25 cm/sec bis maximal 12o cm/sec. 75 % der Fälle liegen unter 9o cm/sec. In Tabelle 2 ist die Häufigkeit der ermittelten Werte festgehalten. Die zwei niedrigsten Werte wurden bei Patienten gefunden, die eine verzögerte Durchblutung der Niere im selektiven Nierenangiogramm gezeigt haben; sonst ist bei ihnen keine Zuordnung der gefundenen Strömungsgeschwindigkeit zum Krankheitsbild oder zu morphologischen Veränderungen möglich.

Die erwähnten 1o Fälle mit leichter Aortensklerose weisen gegenüber den gesunden Aorten keine ihrer pathologischen Veränderung entsprechenden Abweichungen der Strömungsverhältnisse auf.

Nach der Formel für die Stromstärke $I = Q \cdot v$ ergibt sich ein dem Gefäßquerschnitt entsprechendes Durchflußvolumen (Stromstärke) in ml/sec. Tabelle 3 gibt über die gefundenen Werte Auskunft. 75 % der Werte liegen in einem Bereich von 5o ml/sec bis 14o ml/sec.

In Tabelle 2 ist das Random-Sampling-Verfahren auf die ermittelten Meßergebnisse bei den 24 Normotonikern angewandt. Es ergibt sich als mittlere Geschwindigkeit des Kontrastmittelmaximums ein Wert von 68 cm/sec, der die statistische Verteilung der Geschwindigkeit der Röntgenkontrastmittelgruppe widerspiegelt.

Dieser Wert ist repräsentativ für das Kollektiv der Normotoniker.

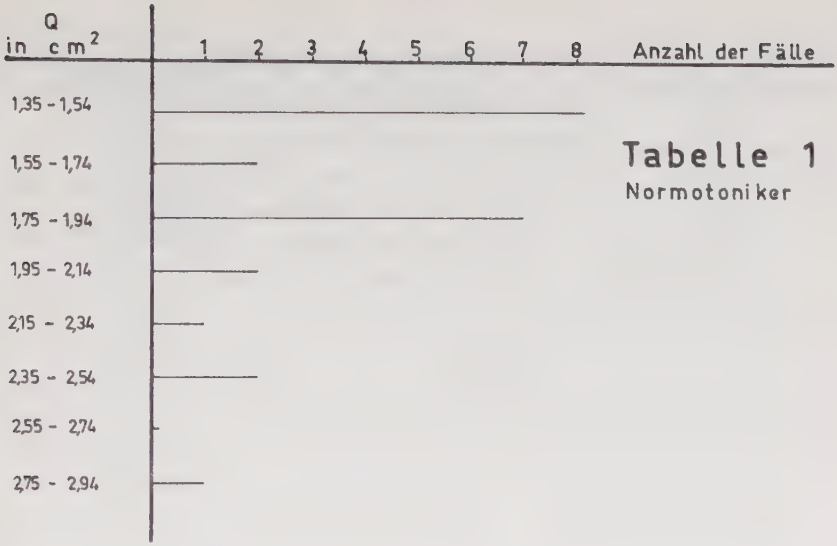


Tabelle 1
Normotoniker

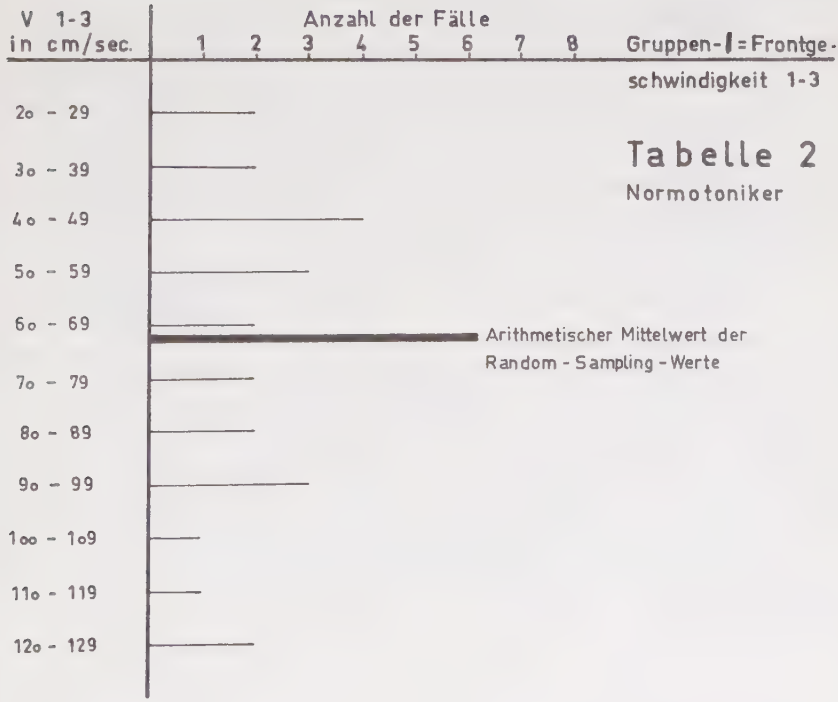


Tabelle 2
Normotoniker

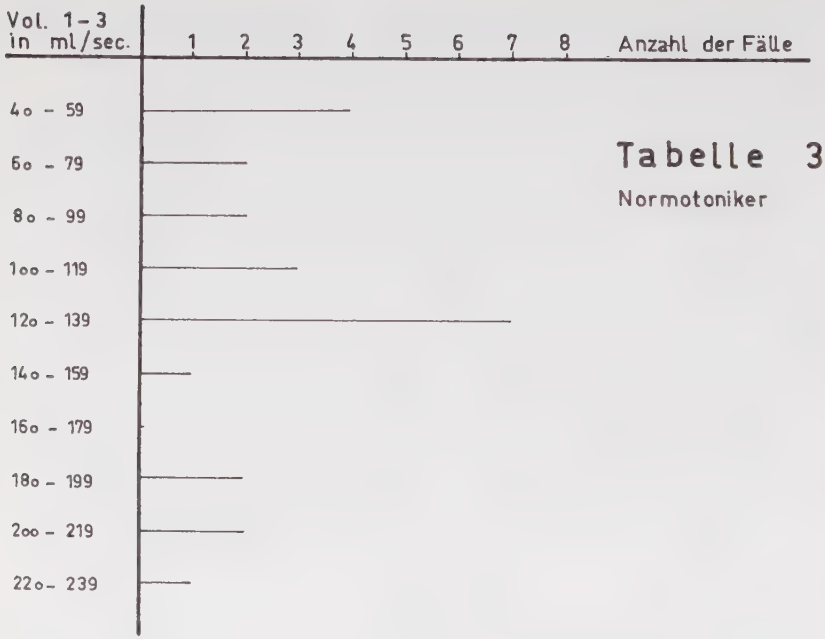


Tabelle 3

Normotoniker

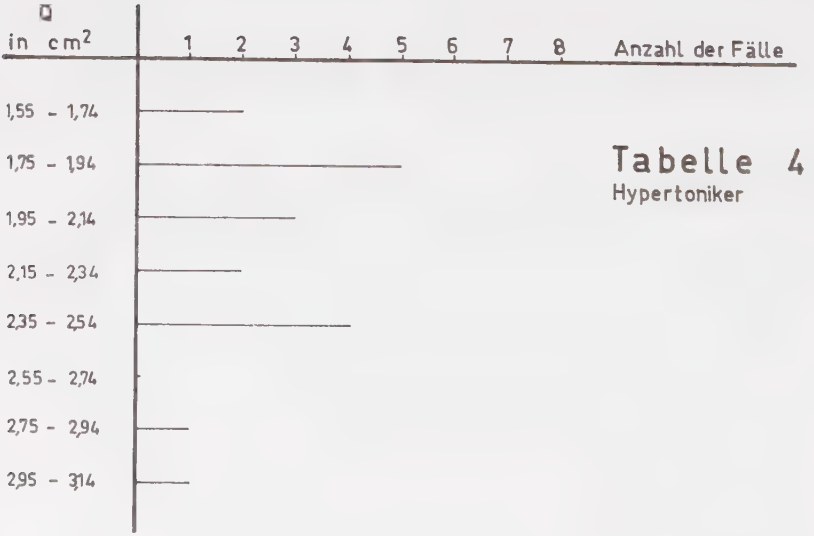


Tabelle 4

Hypertoniker

5.2.2. Ergebnisse bei Hypertonikern

Die 18 Hypertoniefälle wurden wegen der Frage einer renalen Genese ihrer Hypertonie angiographiert. Bei diesem Kollektiv von vorwiegend jüngeren Patienten fällt zunächst auf, daß Häufigkeit und Stärke arteriosklerotischer Veränderungen der Aorta abdominalis trotz des im Durchschnitt geringeren Alters gegenüber dem Kollektiv der Normotoniker zunimmt: So fand sich in 2/3 der Fälle (12) eine mäßige bis schwere Aortensklerose. Zu diesen 12 Fällen gehören auch fast ausschließlich die größeren Gefäßdurchmesser, während die 6 Nichtsklerotiker, die auch keine Elongation der Aorta aufweisen, die niedrigeren Durchmesser zeigen. Eine Ausnahme macht eine jüngere Hypertonikerin mit normaler, aber dennoch weiter Aorta ohne sichtbare Sklerose, die auch bei einer etwas höheren Strömungsgeschwindigkeit von 1o8 cm/sec eine große Stromstärke hat. Tabelle 4 gibt über die Verteilung der Querschnitte Auskunft. Sie zeigt, daß im Vergleich zu Tabelle 1 der Normotoniker die Rubrik der kleinen Querschnitte von 1,35 bis 1,54 cm^2 gänzlich fehlt, und daß eine Schwerpunktsbildung erst bei 1,75 bis 1,94 cm^2 beginnt. Somit weist das Hypertonikerkollektiv im Durchschnitt signifikant größere Gefäßdurchmesser als das Normotonikerkollektiv auf.

Nimmt man wieder die Geschwindigkeit des Kontrastmittelbolus von der Photozelle 1 zur Photozelle 3 als repräsentativ, so ergibt sich die in Tabelle 5 zusammengefaßte Verteilung. Es finden sich Strömungsgeschwindigkeiten von 46 cm/sec bis 128 cm/sec; jedoch ist eine Tendenz zu höheren Werten als bei den Normotonikern der Tabelle 2 unverkennbar. So haben hier 8 Patienten Strömungsgeschwindigkeiten über

1oo cm/sec gegenüber nur 4 bei den Normotonikern. Die übrigen Werte liegen ebenfalls über denen der Normotoniker. Wendet man auch hier das Sampling-Verfahren an, so findet sich als statistische Verteilung der Geschwindigkeiten des Kontrastmittels eine Geschwindigkeit von 89,2 cm/sec. (Tabelle 5 enthält die Sampling-Verteilung und den daraus ermittelten Wert von 89.2 cm/sec.) Entsprechend der Häufigkeitsverteilung der Querschnitte, bei denen in diesem Kollektiv die geringeren Durchmesser fehlen, ergeben sich auch höhere Werte für die Stromstärke, die wesentlich durch die höheren Geschwindigkeiten bedingt sind. Man findet Stromvolumina von 98 bis 3oo ml/sec; der statistische Mittelwert (nach dem Sampling-Verfahren) beträgt 196 ml/sec. (An Tabelle 6 ist die Verteilung dieser Stromvolumina ersichtlich.)

5.2.3. Statistik zu den Ergebnissen

Die statistische Überprüfung des gewonnenen Zahlenmaterials erfolgte unter Zugrundelegung des errechneten Mittelwertes für die Strömungsgeschwindigkeit (in cm/sec) beider Kollektive.[1)]

Es wurde ein Konfidenzintervall von 9o % vorgegeben, d.h., daß bei neuen Untersuchungen 9o % der gewonnenen Ergebnisse eines Kollektivs zwischen der Unter- und Obergrenze des entsprechenden Intervalls liegen müssen.

Es ergibt sich für das Kollektiv der Normotoniker bei dem vorgegebenen Konfidenzintervall von 9o % eine Untergrenze von 57,2 cm/sec und eine Obergrenze

---

1) Statistikprogramm aus dem Institut f. Biomed. Technik, Stuttgart, Abt. Katharinenhospital: Standard-Statistik-Programm "Mintos".

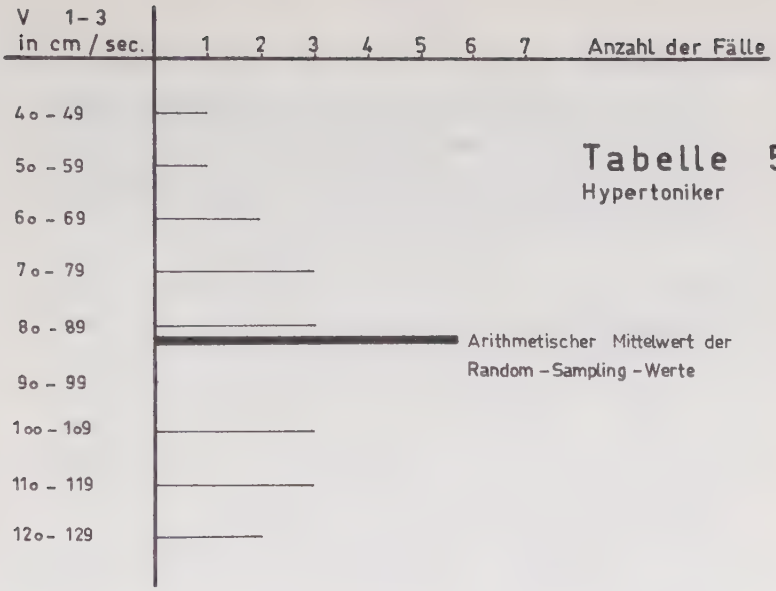


Tabelle 5

Hypertoniker

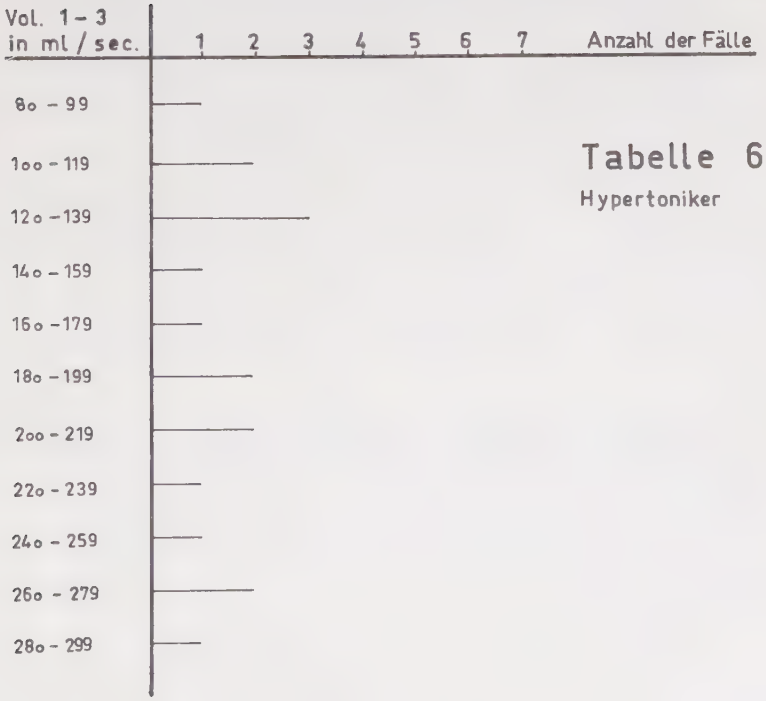


Tabelle 6

Hypertoniker

von 78,9 cm/sec.

Der Mittelwert liegt hier bei 68,1 cm/sec. Daraus errechnet sich eine relative Abweichung der Grenzwerte vom Mittelwert von 16,o %; d.h. Betrag der Geschwindigkeitsdifferenz einer Grenze vom Mittelwert dividiert durch Mittelwert.

Das Konfidenzintervall der Hypertoniker reicht von 78,4 cm/sec als Untergrenze bis 99,9 cm/sec als Obergrenze bei einem Mittelwert von 89,2 cm/sec. Die relative Abweichung der Grenzen vom Mittelwert beträgt 12,o %.

Im vorgegebenen Konfidenzintervall von 9o % ergibt sich keine Überlappung der um den Mittelwert berechneten Konfidenzgrenzen (die Obergrenze der Normotoniker fällt mit der Untergrenze der Hypertoniker zusammen.)

Der signifikant höhere Mittelwert der Hypertoniker und die dazu gehörigen Konfidenzgrenzen lassen im Vergleich zu den Normotonikern erkennen, daß der beschriebene Unterschied der Strömungsgeschwindigkeiten zwischen beiden Kollektiven auch statistisch signifikant ist und gesichert werden kann.

6. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

6.1. Vergleich Normotoniker-Hypertoniker

Ein Vergleich zwischen Normotonikern und Hypertonikern, die einen gleichen Gefäßdurchmesser aufweisen, gibt Auskunft über ein vom Gefäßdurchmesser unabhängiges charakteristisches Verhalten der Strömungsgeschwindigkeit. Vergleicht man den kleinen Bereich von Q 1,75 bis Q 1,94, so ergibt sich für Normotoniker eine Strömungsgeschwindigkeit von durchschnittlich 7o cm/sec gegenüber 1o6 cm/sec bei den Hypertonikern.

Über einen größeren Bereich lassen sich entscheidendere Aussagen machen: So ergibt der Bereich von Q 1,55 bis Q 2,54 cm^2 bei den Normotonikern eine Strömungsgeschwindigkeit von 62,65 cm/sec gegenüber 87,2 cm/sec bei den Hypertonikern. Diese Werte spiegeln wider, daß die Strömungsgeschwindigkeit im gleichen Querschnitt bei den Hypertoniefällen signifikant höher ist (s. Abb. 8 und 9).

Vergleicht man innerhalb einer Querschnittsgruppe die Hypertoniker mit sichtbaren arteriosklerotischen Veränderungen der Aorta abdominalis mit den Hypertonikern ohne solche Veränderungen, so lassen sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Strömungsgeschwindigkeit feststellen. Der Vergleich der arithmetischen Mittelwerte (nach dem Random-Samplingverfahren) beider Kollektive ergibt eine signifikant höhere Strömungsgeschwindigkeit bei den Hypertonikern.

6.2. Kurvenform als Ausdruck der Diastole und Systole

In vielen Fällen stand das injizierte Kontrastmittel kurze Zeit in der Aorta abdominalis still, d.h. es sammelte sich um den Ort der Injektion an, um dann

plötzlich peripherwärts hinabzuschießen. Dieses Phänomen erklärt sich aus der zeitlichen Aufeinanderfolge von Diastole und Systole, wobei der diastolische Stillstand und systolische Flow als Ausdruck der Pulsation des Blutes entstehen.

Erläuterungen zu den Abbildungen 8, 9

Abb. 8: Aufschlüsselung der Stromvolumina 1 - 3 nach Hypertonikern und Normotonikern.

Die Hypertoniker zeigen deutlich höhere Werte.

Abb. 9: Darstellung der Strömungsgeschwindigkeiten und Stromvolumina in Zuordnung zum Gefäßdurchmesser.

Die Hypertoniker belegen im jeweiligen Durchmesser vorwiegend die höheren Werte.

(Fallzahlen wie Abb. 8).

ml / sec	Gesamtfälle	Hypertoniker	Nicht - Hypertoniker
0 - 40			
40 - 60	48 195 273 303		48 195 273 303
60 - 80	94 293		94 293
80 -100	77 121 302	77	121 302
100 - 120	59 78 201 276 282 292	59 282	78 201 276 292
120 - 140	62 66 108 166 193 252 288 304 305	62 66 166	108 193 252 288 304 305
140 - 160	131 281	131	281
160 - 180	242	242	
180 - 200	238 271 298	271	238 298
200 - 220	57 73 93 207	73 93	57 207
220 - 240	46 159	46	159
240 - 260	161	161	
260 - 280	210 233	210 233	
280 - 300	155	155	
300 - 320			
320 - 340	69		69
400 - 420	289	289	

Abb. 8

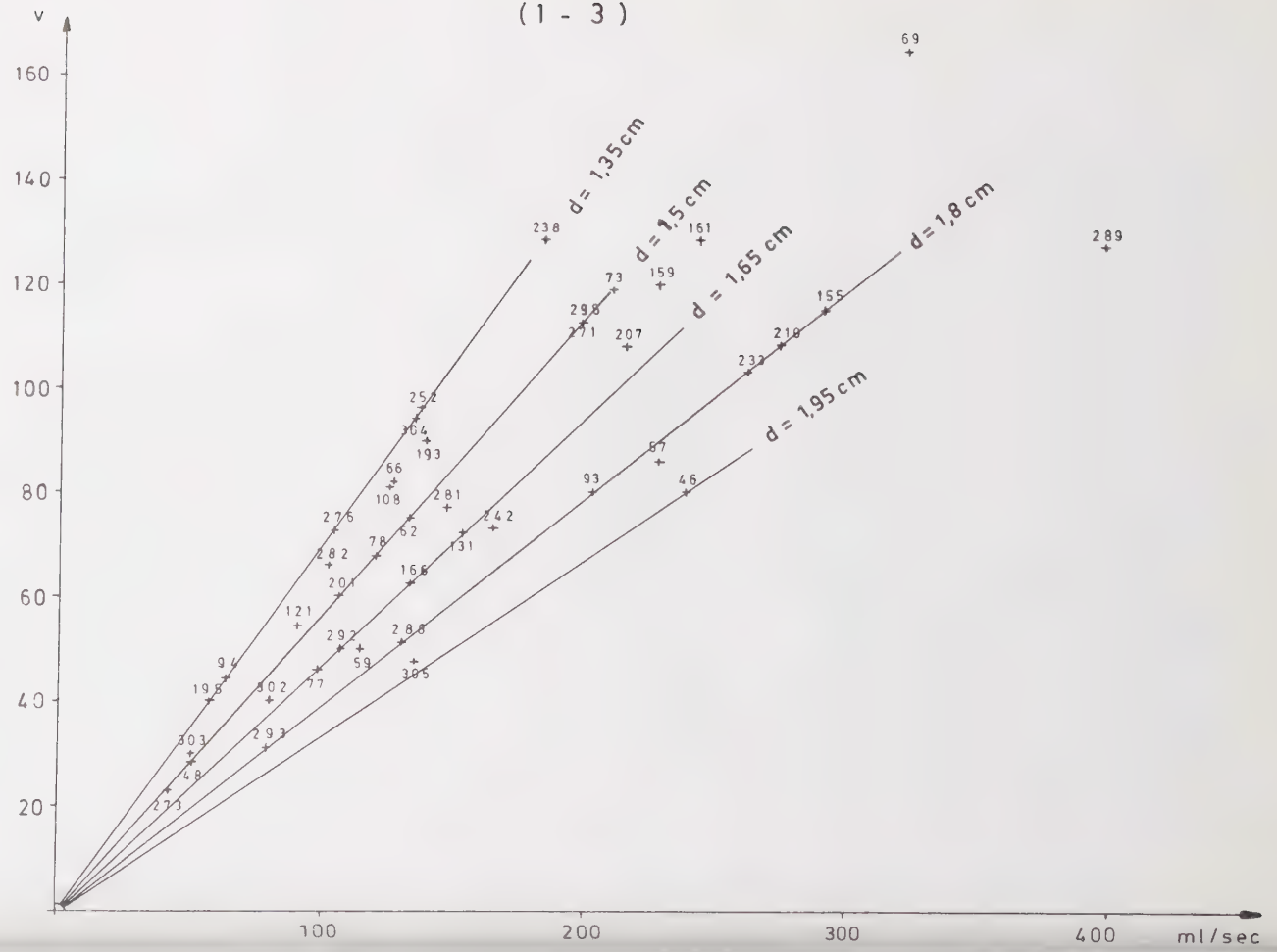

v
160
140
120
100
80
60
40
20
100
200
300
400
ml/sec
d = 1,35 cm
d = 1,5 cm
d = 1,65 cm
d = 1,8 cm
d = 1,95 cm
238
73
159
161
69
289
298
271
207
155
210
232
252
304
193
66
108
281
276
62
242
282
78
131
166
201
121
292
288
59
305
94
196
302
77
303
293
48
273
57
93
46

Abb. 9

Der Blutstrom stellt eine sich periodisch wiederholende kurzzeitige Strömung dar (Wechsel zwischen Diastole und Systole). Abb. 1o gibt ein schematisches Beispiel für das Fortschreiten periodischer, kurzzeitiger Wellenstöße entlang eines Blutgefäßes; sie gibt das Strömungsbild zu verschiedenen Zeiten wieder. Auf der Ordinate sind die Kontrastmittelmengen durch schwarze Streifen eingetragen. Durch das Gefäßsystem der Aorta läuft eine von der Systole ausgelöste Druckwelle, die den systolischen Flow der im Gefäß befindlichen Flüssigkeitsteilchen bewirkt und als Pulswelle die elastischen Gefäßwände dehnt (als Energiespeicher zur Überbrückung der Diastolendauer). Die Druckwelle sammelt beim pulsierenden Durchfluß Flüssigkeit an ihrer Vorderflanke, während gleichzeitig an ihrer Rückflanke Flüssigkeit verloren geht. Das Röntgenkontrastmittel, in der Diastole ins Gefäßlumen injiziert, wird von der Druckwelle mitgerissen und bleibt, wenn die Druckwelle über es hinweggeeilt ist, liegen, bis die nächste Druckwelle kommt.

Aus der Abb. 1o sind verschiedene Geschwindigkeiten ersichtlich: die Phasengeschwindigkeit P, die höher ist als die Geschwindigkeit G_1 · G_1 ist die Transportgeschwindigkeit der Blutflüssigkeit als Ausdruck der Geschwindigkeit, mit der sich die Materieteilchen fortbewegen (schwarze Blöcke, die das Kontrastmittel wiedergeben). Wird das Kontrastmittel nicht mit der Geschwindigkeit G_1 durch die Druckwelle transportiert, d.h. bleibt zwischen zwei Druckwellen "liegen", so bewegt es sich mit der Geschwindigkeit G_2 fort. Registriert man an den in Abb. 1o eingezeichneten Meßorten 1 und 2 die vorbeiströmende Kontrastmittelmenge durch Messung der Röntgenfilmschwärzung, so erhält man je nach Phase des Strömungsvorganges

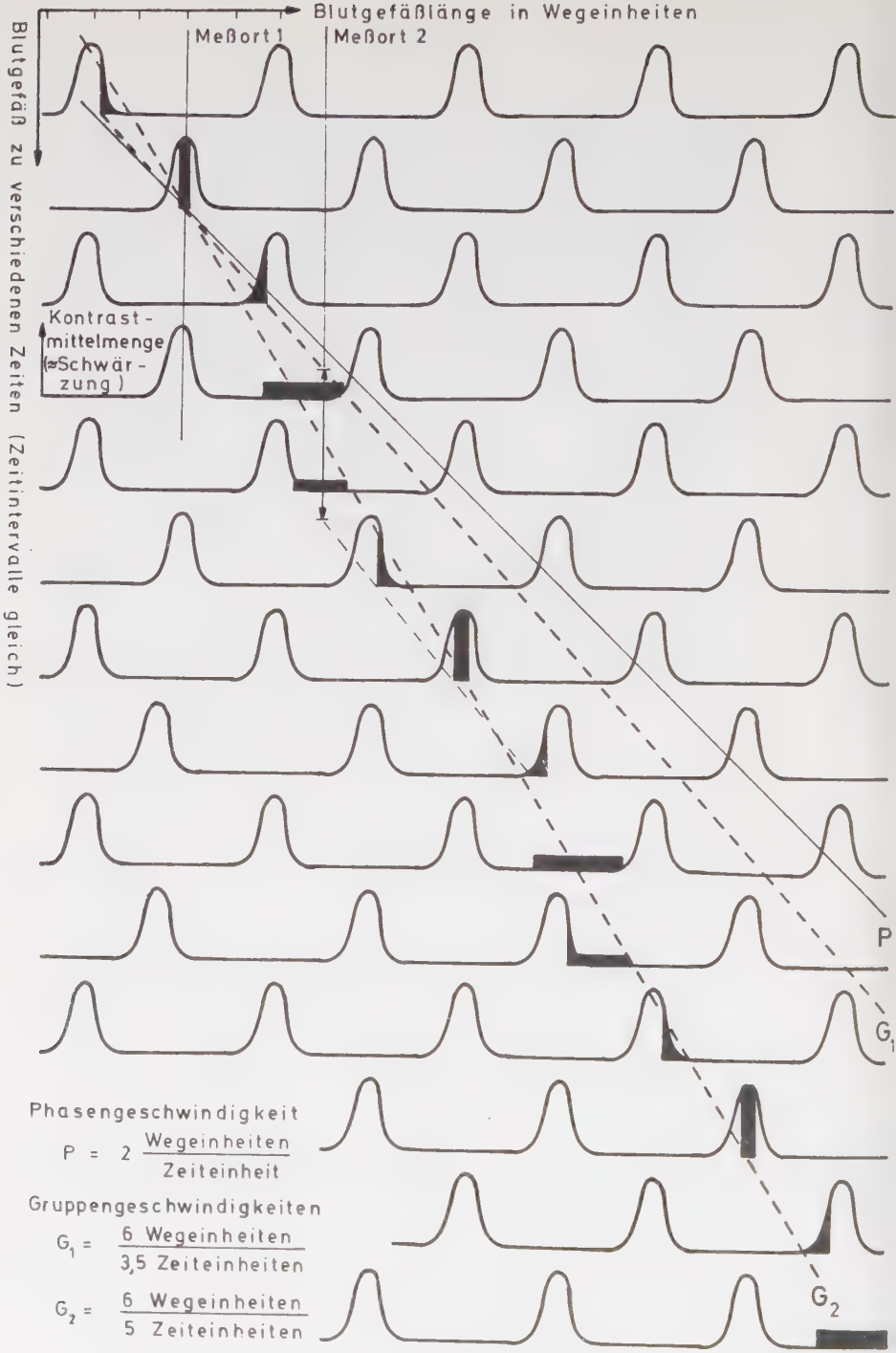

Blutgefäßlänge in Wegeinheiten
Meßort 1
Meßort 2
Blutgefäß zu verschiedenen Zeiten (Zeitintervalle gleich)
Kontrast-mittelmenge (≈Schwär-zung)
P
G1
G2
Phasengeschwindigkeit
P = 2 Wegeinheiten / Zeiteinheit
Gruppengeschwindigkeiten
G1 = 6 Wegeinheiten / 3,5 Zeiteinheiten
G2 = 6 Wegeinheiten / 5 Zeiteinheiten

Abb. 10

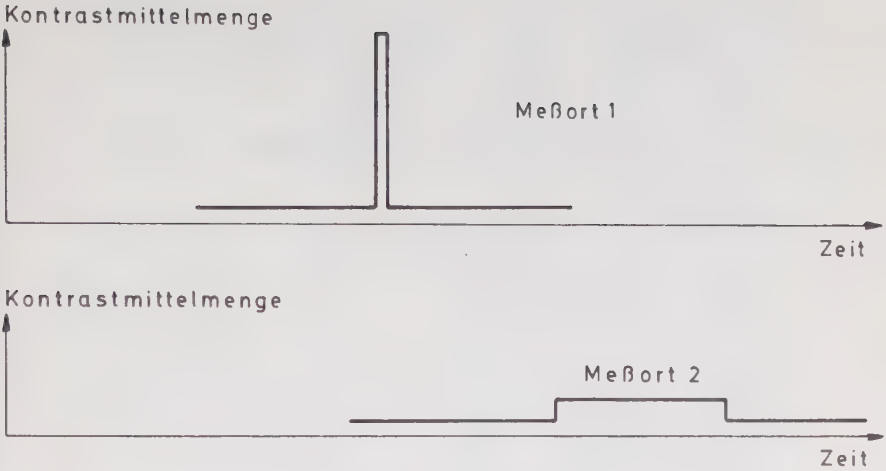
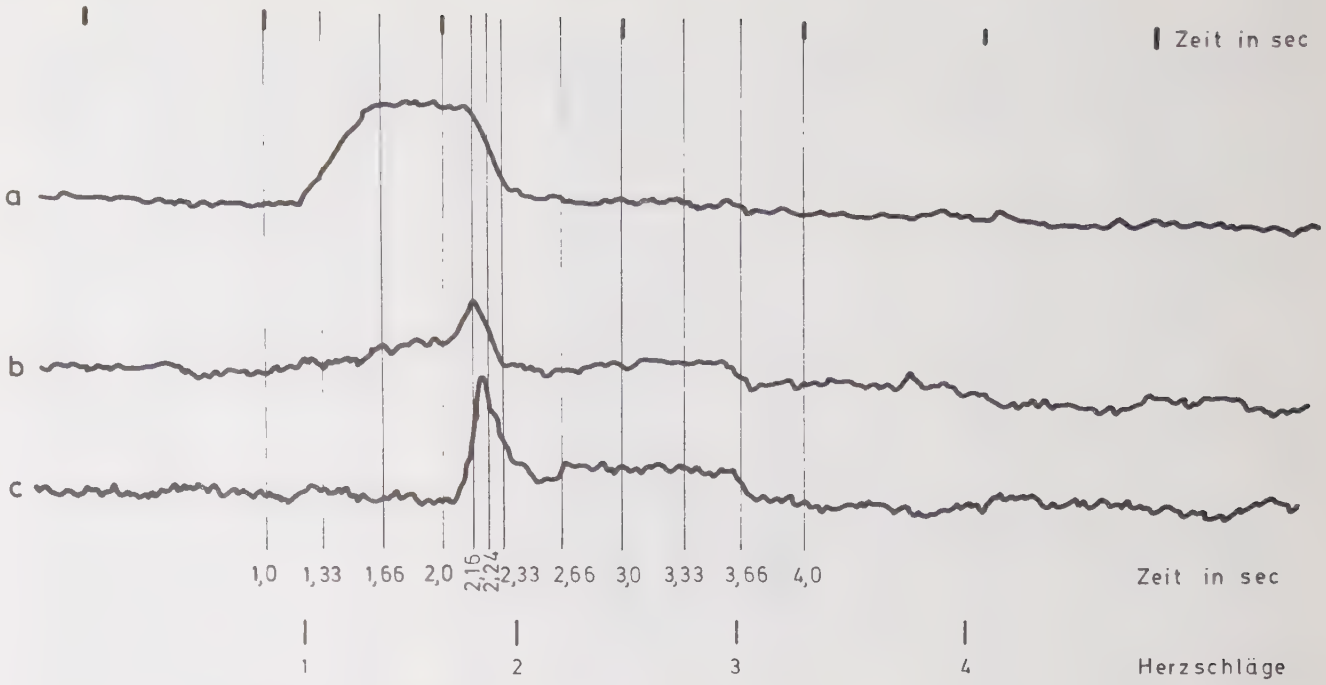

Kontrastmittelmenge
Meßort 1
Zeit
Kontrastmittelmenge
Meßort 2
Zeit

Abb. 11

verschiedene Kurven. Die Kurven sind in Abb. 11 dargestellt. Am Meßort 1 befindet sich das Kontrastmittel in einer Phase größter Strömungsamplitude; es zieht am Meßort schnell vorbei und gibt nur einen kurzen Impuls (systolischen Flow). Im Gegensatz dazu bleibt das Kontrastmittel am Meßort 2 "liegen", es ergibt sich eine breite Schwärzungskurve (diastolischer Stillstand).

Die Abb. 1o und 11 sollen theoretisch erläutern, warum unterschiedliche Kurvenformen wie in Abb. 12 vorkommen: die breite Kurve a = 1 ist gegen die schmalen Kurven b = 2 und c = 3 zeitlich verschoben. Diese Abbildung ist ein Beispiel für einen konkreten Fall der Aorta abdominalis. In einem Abstand von jeweils 4,6 cm, bezogen auf die tatsächlichen Verhältnisse im Patienten, wurden die Zellen positioniert. Die Sekunden-Zeitmarken wurden durch Unterteilung in 1/3 sec. erweitert, wodurch eine genauere Analyse des zeitlichen Strömungsverlaufs möglich war. Diese Analyse ist aus Abb. 13 ersichtlich, wo an den drei Meßorten die der Schwärzung ungefähr entsprechenden Kontrastmittelmengen schematisch in 1/3 sec.-Abständen in die Blutgefäße auf der Abbildung eingetragen sind. Auf dieser Abbildung ist der zeitliche Kontrastmittelvorschub genau aufgegliedert dargestellt, dessen Maximum als ausgezogene Kurve und dessen Nachhut gestrichelt gezeichnet sind. Die Abb. 13 beweist, unter Hinzuziehung von Abb. 11, daß bei der Kurve a (= 1) in Abb. 12 die nach Anflutung des Kontrastmittels entstehende Schwärzung deshalb in einem Plateau stehenbleibt, weil das Kontrastmittel in der Diastole verweilt (die Plateaudauer entspricht etwa o,5 sec., was ungefähr eine normale Diastolendauer ist). Demgegenüber schießt das Röntgenkontrastmittelmaximum in einer sehr kur-

Aorta abdominalis



a - b = b - c = 4,6 cm

Abb. 12

Lage des Röntgenkontrastmittels (RKM) in der Aorta abdominalis zu verschiedenen Zeiten

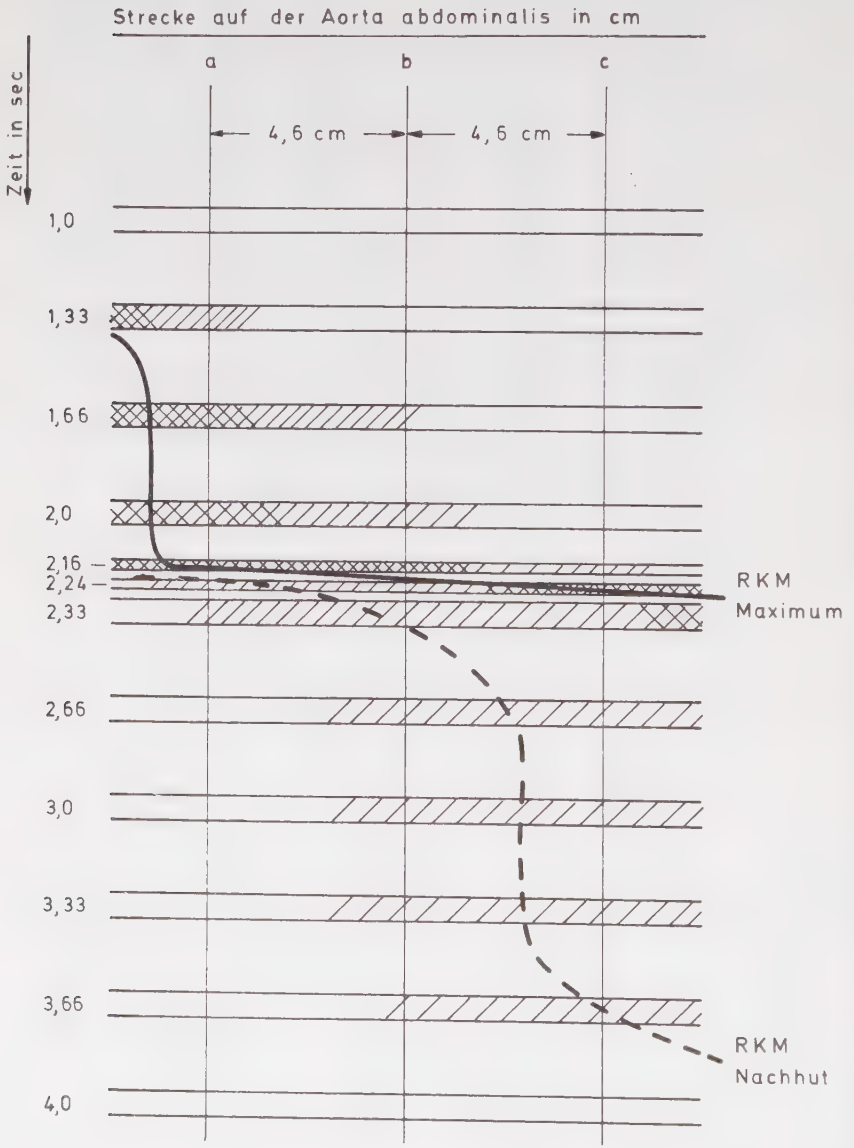


Abb. 13

zen Zeitspanne durch das Gefäß, eingezeichnet zwischen 2,16 und 2,33 sec. Diese Zeit entspricht etwa der Systole.

Aus der Besprechung der vorangehenden Fakten ist ersichtlich, daß neben der einfachen Auswertung von Zeitabständen - unter Zuhilfenahme von theoretisch-exemplarischen Überlegungen - Aussagen darüber möglich sind, in welcher Weise die Kurvenform mit cardialen Mechanismen oder strömungsphysiologischen Aktionen korreliert.

6.3. Beobachtungen zu Strömungsphänomenen

Bei der Auswertung der Kurven wurde darauf geachtet, ob irgendwelche Hinweise auf einen diastolischen Rückfluß bestanden. Soweit die beschriebene Methode Messungen über den gesamten Gefäßquerschnitt erlaubt, wurde durch Verschieben der Photozellen über den gesamten Querschnitt und Aufzeichnung der entstehenden Schwärzungskurven versucht, einen diastolischen Rückfluß zu erfassen. In keinem Fall der Routinekurven wie auch weniger über den Querschnitt aufgezeichneter Kurven waren sichere Anzeichen dafür vorhanden, daß das Kontrastmittel an einem bestimmten Ort des Gefäßes herzwärts zurückfließt.

McDONALD (1952 a, 196o) stellte einen diastolischen Rückfluß in der Kaninchenaorta fest (er betrug bis zu 3o % des Systolenstromes), unterzog die gewonnenen Ergebnisse jedoch einer kritischen Betrachtung: Ein Rückfluß müßte umso größer sein, je herzklappennaher die Registrierung erfolgt. Dies sei nicht der Fall. Außerdem sei der von ihm erfaßte Rückfluß nicht konstant, was zu der Vermutung Anlaß gab, es handle sich bei den registrierten Fluß-Schwankungen nicht um einen Rückfluß, sondern um einen Abfluß in die Arteria mesenterica, die Arteriae renales und andere.

Der Abfluß sei je nach Widerstand des abgehenden Gefäßes und des von ihm versorgten Gefäßgebietes verschieden.

WETTERER (1968) ergänzt die Aussagen von McDONALD (1952 a, 196o) und OKINO und Mitarbeiter (196o): unter normalen Bedingungen könne ein Rückstrom deswegen nicht auftreten, weil die Grundströmung (die Strömung am Beginn der Systole) in der Aorta höher ist als die Amplitude der gegenläufigen Welle. Ein Rückstrom könne nur eintreten, wenn die Grundströmung gesenkt, die Amplitude der reflektierten Welle gesteigert werde, oder der periphere Reflexionsfaktor erhöht sei. Diese einen Rückstrom begünstigenden Kreislaufverhältnisse liegen offensichtlich bei den Hypertonikern nicht vor. Eine Erklärung hierfür mag in der hohen Grundströmung der Aorta abdominalis liegen. Die hohe Grundschwingung würde eine rückläufige Welle in der Aorta abdominalis auffangen, d.h. es käme nur zu einer Verminderung der Vorwärtsströmung. Tatsächlich konnte kein diastolischer Rückstrom in der Aorta abdominalis mit der beschriebenen Methode erfaßt werden.

Bei hohen Strömungsgeschwindigkeiten wird ein Auftreten von Turbulenzen erwartet. McDONALD (1952 b) beschreibt, daß in der frühen Systole das Strömungsprofil parabelförmig sei. Zur Zeit des Maximums der Strömungsgeschwindigkeit in der Systole treten in der Kaninchenaorta Turbulenzen auf, die in der Diastole verschwinden. Dann stellt sich wieder laminare Strömung ein. Turbulenzen treten dann auf, wenn die Spitzenstromstärke während der Systole erreicht wird. Nach WETTERER (1968) sinkt die Reynold'sche Zahl in der Aorta abdominalis unter den kritischen Wert von 2ooo. Unter den mit der beschriebenen Methode ausgewerteten Kurven fand sich kein Befund, der auf Turbulenzen hinwies. Bei zwei Fällen erschienen kleine

Kontrastmittelmengen zeitlich vor dem Kontrastmittelfluß der jeweils herznäheren Photozelle. Hier muß eine Vermischung des Kontrastmittels mit dem Blut stattgefunden haben, die man als Wirbel deuten kann.

Auch die Übereinstimmung der Gruppen- und Frontgeschwindigkeit spricht dafür, daß keine Turbulenzen vorkommen. Dennoch scheint es möglich, daß während des systolischen Strömungsmaximums turbulente Strömung vorkommt, die mit dieser Methode jedoch nicht erfaßt werden kann.

Mit dem Auftreten von Turbulenzen ändert sich das Strömungsprofil. Das Strömungsprofil weicht bei pulsierender Strömung von der Parabelform ab, es flacht ab. Bei der Aufnahme von Schwärzungskurven über den gesamten Gefäßdurchmesser konnte kein Voraneilen der Kontrastmittelfront in der Gefäßmitte erkannt werden. Bei der Projektion des Kinofilms konnte beobachtet werden, daß ein unregelmäßiges, abgeflachtes, auf keinen Fall parabelförmiges, Strömungsprofil vorliegt. Eine genauere Analyse des Strömungsprofils war mit der beschriebenen Methode nicht möglich.

6.4. Erörterung der Ergebnisse bei den Hypertonikern

Bei den Hypertonikern wurden höhere Strömungsgeschwindigkeiten und damit größere Stromvolumina ermittelt als bei den Normotonikern. Eine charakteristische Kurvenform ging mit den höheren Strömungsgeschwindigkeiten nicht einher.

Der Gefäßquerschnitt bei Hypertonikern mit und ohne Aortensklerose ist im Durchschnitt größer als der der Normotoniker. Bei den Hypertonikern fehlt der Bereich des kleinsten Quœschnittes gänzlich. Dies

kann nicht allein auf die im Alter stetig zunehmende Elongation der Aorta durch Elastizitätsverlust zurückgeführt werden, da die untersuchten Hypertoniker vorwiegend im Altersbereich von 25 bis 45 Jahren liegen. Es kommen für die Erklärung dieser Tatsache zwei weitere mögliche Faktoren in Frage: die größeren Durchmesser beruhen auf der von WEZLER und BÖGER (1939) beobachteten Querschnitts- und, in stärkerem Maße noch, Volumenzunahme der Aorta bei zunehmendem intravasalem Mitteldruck in der Aorta.

Zum anderen liegt vielleicht in Einzelfällen eine Kompensation der durch den Druck entstehenden Zunahme des E' durch Volumenzunahme des Windkessels vor, wie sie WEZLER und BÖGER (1939) als Kompensationsmöglichkeit für höheren Blutdruck angegeben haben.

Die bei den Hypertonikern ermittelten Strömungsgeschwindigkeiten lassen vermuten, daß bei ihnen der Windkessel auf Grund des höheren intravasalen Druckes seine funktionellen Eigenschaften verändert hat. Der systolische Druck ist Ausdruck der Windkesselfunktion, während der diastolische Druck vorwiegend den peripheren Widerstand repräsentiert. SARRE (1969) meint, daß der Hochdruck eine Mischform aus Widerstands- und Elastizitätshochdruck darstellt, wobei eine gegenseitige Beeinflussung der Druckwerte entsteht. Die Aufgliederung der Geschwindigkeiten bei den Hypertonikern nach Arteriensklerose der Aorta abdominalis oder nicht vorhandener Verkalkung ergab keine signifikant verschiedenen Ergenisse. Dies stimmt mit den Befunden von WEZLER und BÖGER (1939) überein, wonach eine erhöhte Pulswellengeschwindigkeit bei intravasaler Druckzunahme als Ausdruck der Elastizitätsabnahme auch ohne arteriosklerotische Veränderungen zu finden ist. Nach diesem Ergebnis muß

also eine alleinige Erhöhung des Druckes im Gefäß, wie z.B. bei der Hypertonie, eine Dehnbarkeitsabnahme (Zunahme K , ausgedrückt durch Pulswellengeschwindigkeit a, oder Zunahme E'; nach SARRE (1969) bleibt das Schlagvolumen nahezu konstant) des Windkessels bewirken. Setzt man den erhöhten Blutdruck als gegeben voraus, so muß nach der Gleichung $\frac{P_1 - P_2}{W} = v \cdot Q$ die Geschwindigkeit v zunehmen, wenn der Widerstand W konstant bleibt und der Querschnitt Q sich nicht ändert (Q ändert sich z.B. durch Erweiterung des Gefäßlumens, was zur kompensatorischen Zunahme des Volumens V führt).

Der vom linken Herzen aufzubringende Auswurfdruck ΔP ist bei der Hypertonie besonders hoch. Daher ist nach der Formel für E' eine Proportionalität zwischen E' und ΔP gegeben, wenn das Schlagvolumen ΔV konstant bleibt. E' nimmt also zu, d.h. der Windkessel wird starrer. Dies kann durch zwei Mechanismen geschehen: Durch den ansteigenden intravasalen Druck wird das Gefäß stark gedehnt, wodurch K erheblich zunimmt, also die Dehnbarkeit abnimmt. Für die Dehnbarkeitsabnahme ist im wesentlichen die Zunahme des Quermoduls verantwortlich. Jenseits des 25. Lebensjahres nimmt der Volumelastizitätskoeffizient zu, was durch die stetige Zunahme des Volumens V (beschriebene Diskrepanz beider Kurven) nicht kompensiert werden kann. Daraus resultiert der Anstieg der E' - Kurve vom 25. bis 45. Lebensjahr, in welchem Zeitraum die meisten Hypertoniker einzuordnen sind.

KARNBAUM (1961) untersuchte durch Umfangsmessungen bei verschiedenen Innendrucken an Leichenaorten die Elastizitätsverhältnisse des Aortenwindkessels.

Bei den Aorten von Patienten mit zu Lebzeiten normalem Blutdruck ermittelte KARNBAUM (1961) mit zunehmendem Alter größere Umfänge des Aortenrohres; Dehnungsversuche mit bekanntem Innendruck ergaben, daß jenseits des 65. Lebensjahres die Dehnbarkeit abnimmt, d.h. der Aortenwindkessel starrer wird. Entsprechende Dehnungsversuche bei Hochdruckaorten ergaben eine deutliche Abnahme der Dehnbarkeit ab dem 4o. Lebensjahr.

Bei Bestehen einer Hypertonie treten nach KARNBAUM (1961) die physiologischerweise mit dem Alter auftretenden Veränderungen an dem Aortenwindkessel (Dehnbarkeitsabnahme, Ektasie) bereits in jüngeren Jahren auf. Wie in hohem Alter bei Normotonikern kommt es durch die Druckbelastung der Aortenwand bei den Hypertonikern bereits in jüngeren Jahren zu einer Dickenzunahme der Aortenwand. Diese Dickenzunahme ist eine Kompensation ungenügender Elastizität mit meßbaren Dehnungsrückständen. Die durch den Elastizitätsverlust entstehende Lockerung des Wandgefüges der Aorta wird durch Einbau kollagener Fasern beseitigt. Dadurch kommt es zu einer Dehnbarkeitsabnahme (die kollagenen Schichten sind wenig dehnbar) und Erhöhung des Volumelastizitätsmoduls.

KARNBAUM (1961) kommt zu dem Ergebnis, daß die Veränderungen der elastischen Eigenschaften beim Hochdruck Folge der hohen arteriellen Druckwerte sind.

Bei der gemischten Form des Bluthochdrucks (Widerstands- und Elastizitätshochdruck) geht eine durch periphere Widerstandserhöhung ausgelöste diastolische Blutdrucksteigerung mit einer systolischen Blutdrucksteigerung einher. Diese systolische Blutdrucksteigerung beruht im wesentlichen auf funktionellen Eigenschaftsänderungen des Windkessels infolge des im Gefäß erhöhten Druckes. Auch hier bedeutet jede

stärkere Dehnung der Wandung, die druckpassiv entsteht, eine Zunahme des K (K nimmt mit wachsender Dehnung der Arterienwand stärker zu als das Verhältnis Wanddicke/Radius abnimmt).

Wäre bei allen beschriebenen Fällen der Druckerhöhung eine Gegenregulation beim Hypertoniker in ausreichendem Maße möglich, so könnte beim Hypertoniker der hohe Blutdruck durch folgende Maßnahmen gesenkt werden:

1) Kompensatorische Zunahme des Gesamtwindkesselvolumens V

2) Abnahme von K durch Kontraktion der glatten Gefäßmuskulatur, führt zu Abnahme des Verhältnisses Wanddicke/Radius

3) Senkung des Schlagvolumens, wodurch aber eine Mangeldurchblutung der Peripherie entstehen würde.

Das starre Aortenrohr hat Auswirkungen auf die Peripherie derart, daß das systolische Durchflußvolumen (das in der Systole sofort in die Peripherie abfließt) auf Grund des starren, wenig dehnbaren Windkessels und des hohen systolischen Druckes größer werden muß zu Ungunsten des systolischen Speichervolumens. Dieses nimmt ab, weil der Windkessel zu hart ist, um in der Systole genügend Volumen zur Speicherung für die Diastole "hineinzudücken". Da das systolische Speichervolumen in der Diastole als diastolisches Volumen abfließt, muß der für die Diastole gespeicherte Volumenanteil des Schlagvolumens abnehmen.

HEUCK, ANSCHÜTZ, NESTMANN (1963) fanden eine Zunahme des Gesamtvolumens der Aorta zusammen mit einer Abnahme des Speichervolumens. Das systolische Durchfluß-

volumen bleibt gleich oder nimmt zu unter Abnahme des diastolischen Volumens. Wäre der Windkessel völlig starr, könnte kein diastolisches Volumen mehr fließen.

Änderungen in der Funktion des Windkessels (mit Abnahme des diastolischen Speichervolumens) müssen Auswirkungen auf die Durchblutung der peripheren Gefäßabschnitte haben.

Die peripheren Arterien als Gefäße vom muskulären Typ besitzen schon im Normalfall eine im Verhältnis zum Lumen dicke Wand, d.h. sie haben ein viel größeres Dicken-Radius-Verhältnis als die Aorta. Bei Arteriosklerosierung kommt es bei ihnen nicht nur zum Einbau von wenig dehnbarem Bindegewebsmaterial, was zu einer Dehnbarkeitsabnahme führt, sondern die ohnehin schon dicke Wand wird noch mehr verdickt. Das äußert sich in einer Zunahme des Dicken-Radius-Verhältnisses (SCHIMMLER, 197o). Diese periphere Sklerosierung ist eine der Ursachen für die periphere Widerstandserhöhung, die bei den meisten Hypertonikern einen hohen diastolischen Blutdruck ergibt. Eine weitere Ursache liegt darin, daß "die normale Organdurchblutung bei erhöhtem Blutdruck aber schon allein gleichbedeutend mit einer Widerstandszunahme im betreffenden Organkreislauf" ist[1].

Besteht eine periphere Arteriensklerose, so tritt nach ANSCHÜTZ, HEUCK (196o) eine Minderdurchblutung durch eine leichte Zunahme des systolischen Volumens bei gleichzeitig viel stärkerer Abnahme des diastolischen Volumens in der Arteria femoralis auf. Diese verminderte Durchblutung geht mit einer Zunahme des pulsatorischen Blutstromes einher.

---

1) SCHÜTZ in "Hypertonie; Pathogenese, Klinik und Therapie" 3. Rothenburger Gespräch (1968).

Da in peripheren Arterien die hohe Grundströmung der Aorta abdominalis nicht mehr zum Tragen kommt, kann hier in den peripheren Arterien ein diastolischer Rückstrom vorkommen. Auf diese Weise entsteht bei der ungenügenden Funktion des wenig dehnbaren Windkessels eine Minderdurchblutung der von peripheren Gefäßen versorgten Organgebiete.

SCHETTLER (1971) meint, daß höhere Blutdruckwerte eine verstärkte Permeabilität von Plasmamolekülen bewirken und somit den atherogenetischen Prozeß fördern.

Betrachtet man zusammenfassend die Veränderungen, die hypertone Druckwerte bei der Blutströmung verursachen, so findet man neben einer höheren Strömungsgeschwindigkeit mit entsprechend höheren Stromvolumina eine Begünstigung der Arteriosklerosierung. Bei längerem Bestehen des Hochdruckes entwickelt sich eine Linksherzhypertrophie und -dilatation als Kompensationsreaktion auf den hohen intravasalen Blutdruck. Die höheren Druckwerte verändern auch den Windkessel, sofern dieser nicht schon primär durch Sklerose befallen ist. Dieser ändert seine funktionellen Eigenschaften, was Rückwirkungen auf die Peripherie mit sich bringt.

Die Angiocinedensitometrie erlaubt neben der Darstellung morphologischer Befunde eine Analyse der intravasalen Strömungsvorgänge. Dadurch wird es möglich, z.B. die direkten Auswirkungen erhöhter Blutdruckwerte auf die funktionellen Eigenschaften und Strömungsverhältnisse des Gefäßsystems festzuhalten.

Das angewandte Densitometrieverfahren könnte bei Einbringung des Kontrastmittels in entsprechender Höhe der Aorta auch Auskunft über das Schlagvolumen geben. Über die Stromstärke in der Aorta ascendens

kann nach der von WETTERER und DEPPE (1939/4o) angegebenen Formel Vs (Schlagvolumen) = mittlere Stromstärke · Austreibungszeit auf das Schlagvolumen geschlossen werden[1]. Man erhält die Stromstärke durch densitometrische Messung in dem entsprechenden Abschnitt; die Austreibungszeit ist aus dem EKG zu entnehmen. Auf diese Weise wäre es möglich, ohne zeitraubende Indikatorverdünnungskurven über das in der Aorta ascendens registrierte Stromvolumen Rückschlüsse auf das Schlagvolumen des linken Ventrikels zu ziehen. Das Schlagvolumen, multipliziert mit der Herzschlagfrequenz, ergibt das Herzminutenvolumen.

Die beschriebene Methode erlaubt die Funktionsdiagnostik in arteriellen und venösen Gefäßen. Durch rasterförmige Anordnung der Photozellen über den gesamten Gefäßquerschnitt dürfte es möglich sein, genaue Analysen des Strömungsprofils und anderer Strömungsphänomene vorzunehmen.

---

1) Vgl. hierzu WETTERER, E.: Bau und Funktionen des Gefäßsystems in KEIDEL, Lehrbuch der Physiologie, S. 1o5 und S. 81.

7. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wird über Strömungsmessungen in der Aorta abdominalis des nicht narkotisierten Menschen berichtet. Es wurden Röntgenkinofilme von Kontrastmitteldarstellungen der Aorta abdominalis mit Hilfe einer densitometrischen Methode, dem Quotientenverfahren, ausgewertet. Es war Ziel der Arbeit, Aufklärung über schnelle Strömungsvorgänge in einem großen arteriellen Gefäß des Menschen zu erhalten. Strömungsgeschwindigkeit und Stromstärke (Stromvolumen) wurden ermittelt.

Besonderes Augenmerk galt dem Erkennen von Strömungsphänomenen, die im Tierexperiment und auch beim Menschen beobachtet worden waren, über die bisher aber noch wenig bekannt war. In diesem Zusammenhang interessiert besonders der diastolische Rückfluß.

Die Trennung des Untersuchungsgutes in zwei Gruppen, Normotoniker und Hypertoniker, ermöglichte es, Auswirkungen pathologisch hoher Blutdruckwerte auf die Strömungsgeschwindigkeit und auf die Funktion des elastischen Aortenwindkessels festzuhalten. Ergänzende Befunde über die Veränderungen der Aorta abdominalis waren aus der Serienangiographie zu erhalten.

Als Methode lag ein densitometrisches Verfahren (Dichtemessung) zugrunde, das mit Hilfe von Photozellpaaren die Helligkeitsschwankungen registriert, die der Fluß eines Röntgenkontrastmittels in der Aorta abdominalis hervorruft. Der Kontrastmittelfluß wird in einem Röntgenkinofilm festgehalten, in dessen projiziertem Kinobild die Registrierung von Meßkurven erfolgt. Diese Meßkurven enthalten die Informationen über die gewünschten Strömungsgrößen.

Durch das Quotientenverfahren nach VANSELOW, HEUCK und PIEPGRAS (1968) als eine densitometrische Meßmethode wird eine Eliminierung von Störfaktoren erreicht, die die Registrierung der Helligkeitsschwankungen des Kontrastmittelflusses gestört haben. Die Eliminierung der Störfaktoren geschieht durch Quotientenbildung der Photospannungen zweier getrennt liegender Photozellen in einer Wheatstone-Brücke.

Die Auswertung von 42 Kinofilmen angiographisch untersuchter Patienten zeigt, daß mit dem Quotientenverfahren schnelle Bewegungsabläufe erfaßt werden können.

Der Vergleich der Strömungsgeschwindigkeiten der Normotoniker und Hypertoniker ergibt eine signifikant höhere Strömungsgeschwindigkeit bei den Patienten mit einem Hypertonus. Entsprechend der höheren Strömungsgeschwindigkeit findet sich bei den Hypertonikern ein höheres Stromvolumen. Dabei weisen die Hypertoniker gehäuft Aortensklerosierungen auf.

Bluthochdruck und hohe Strömungsgeschwindigkeit bewirken eine Änderung der funktionellen Eigenschaften des elastischen Aortenwindkessels und haben somit Auswirkungen auf den peripheren Kreislauf.

Ein diastolischer Rückfluß in der Aorta abdominalis konnte nicht festgestellt werden.

Eine genaue Analyse des Strömungsprofils war mit der angewandten Methode nicht möglich.

Die Angiocinedensitometrie mittels Quotientenverfahren ermöglicht eine Funktionsdiagnostik schneller Bewegungsabläufe in der Aorta abdominalis des Menschen.

8. LITERATURVERZEICHNIS

ANSCHÜTZ, F.: Die Arteriosklerose. Z. Allgemeinmed. 45, 1461 - 147o (1969)

ANSCHÜTZ, F. und HEUCK, F.: Kreislaufuntersuchungen am Menschen mit der Serienangiographie. Fortschr. Röntgenstr. 91, 512 - 517 (1959)

ANSCHÜTZ, F. und HEUCK, F.: Über die durch Arteriosklerose verursachten Veränderungen der arteriellen Blutströmung. Z. Kreislaufforsch. 49, 12o - 128 (196o)

ANSCHÜTZ, F., HEUCK, F. und NESTMANN, R.: Über die Auswirkungen anatomischer Wandveränderungen bei Aortensklerose auf Volumina, Dehnbarkeit und Haemodynamik. Klin. Wschr. 41, 1196 - 1199 (1963)

ANSCHÜTZ, F., HEUCK, F. und SCHWARZKOPF, H-J.: Eine Methode zur Messung des Blutstromvolumens in den Arterien des nicht narkotisierten Menschen. Pflügers Archiv 277, 242 - 25o (1963)

BARTL, R.: Röntgenkinematographie der Nierenarterien: Strömungsgeschwindigkeit - Pulsationen. Diss. v. 1o.11.7o, München, Med. Fak. (197o)

BÖHME, W.: Zur Frage des Rückstromes des Blutes im Herzen. Zbl. Inn. Med., 7o8 - 712 (1935)

BROWN, R., RAHIMTOOLA, S.H., DAVIS, G.D. and SWAN, H.J.C.: The Effect of Angiocardiographic Contrast Medium on Circulatory Dynamics in Man: Cardiac Output during Angiocardiographiy. Circulation 31, 234 (1965)

BÜCHNER, H.: Angiokymographie und Stufenarteriographie. Über die gleichzeitige Darstellung morphologischer und funktioneller Veränderungen eines großen Gefäßgebietes mittels einer Röntgenaufnahme. Fortschr. Röntgenstr. 97, 345 - 362 (1961)

COULTER, N.A. and PAPPENHEIMER, J.R.: Development of turbulence in flowing blood. Amer. J. Physiol. 159, 4o1 - 4o8 (1949)

DECKER, D., EPPLE, E. und POLONY, G.: Gefäßdensitometrie in der Datenverarbeitungsanlage. In: Densitometrie in der Radiologie. Stuttgart: Thieme 1973 (im Druck)

DEININGER, H.K., HEUCK, F. und VANSELOW, K.: Ergebnisse der Kinedensitometrie der Nierendurchblutung. Röntgenbl. 24, 361 - 365 (1971)

DOS SANTOS, R., LAMAS, A.C., et CALDAS, J.P.: L'artériographie des membres, de l'aorte et de ses branches abdominales. Bull. Soc. nat. Chir. 55, 587 (1929)

FAHRAEUS, R.: Zellgehalt und Strömungswiderstand in verschiedenen Abschnitten des Gefäßsystems. Dtsch. Med. Wschr. 86, 266 - 272 (1961)

FELIX, R., BÜCHLER, E., VANSELOW, K., SCHULZ, D., BAYERL, W. und SCHNEIDER, H.: Cinedensitometrie des Portalkreislaufs. Zur Methode und erste Ergebnisse. Fortschr. Röntgenstr. 117, 57o - 586 (1972)

FRANK, O. und ALWENS, W.: Münch. med. Wschr. 95o (191o)

GÜNTERT, W. und ZIMMER, E.A.: Grundlagen für die Messung der Strömungsgeschwindigkeit des Blutes mittels einer röntgenkymographischen Meßmethode. Cardiologia Suppl. 7 Basel-New York: Karger 1957

HEINTZEN, P.: Möglichkeiten zur Verzeichnung von Kontrastmittelverdünnungskurven bei der Angiokardiographie. Klin. Wschr. 43, 51 (1965)

HEINTZEN, P. und HALSBAND, H.: Fortlaufende photometrische Messung der Kontrastmitteldichte bei der Angiokardiographie. Z. Kreisl.-Forsch. 54, 353 - 361 (1965)

HESS, H.: Neue Überlegungen zur Physiopathologie obliterierender Angiopathien. 1. Zur Regulation der Durchblutung. Fortschr. Med. 88, 833 - 838 (197o)

HESS, H.: Neue Überlegungen zur Physiopathologie obliterierender Angiographien. 2. Zur Pathogenese und Therapie. Fortschr. Med. 88, 923 - 928 (197o)

HEUCK, F.: Die Röntgendensitometrie der Herzdurchblutung. In: Radiologische Untersuchungen bei Erkrankungen des Herzmuskels. Stuttgart: Thieme 197o (S. 87 - 1o1)

HEUCK, F.: Röntgenologische Methoden zur direkten Messung der arteriellen Durchblutung. Radiol. diagn. 3, 569 - 573 (1962)

HEUCK, F. und ANSCHÜTZ, F.: Wert der Serienangiographie bei Minderdurchblutung der unteren Extremitäten. Radiol. diagn. 3, 111 - 117 (1962)

HEUCK, F. und PIEPGRAS, U.: Densitometrische Bestimmung der Hirndurchblutung. Acta radiol. Suppl. 9, 65 - 71 (1969)

HEUCK, F. und SCHMIDT, E.: Die quantitative Bestimmung des Mineralgehaltes der Knochen aus dem Röntgenbild. Fortschr. Röntgenstr. 93, 523 - 554 (1960)

HEUCK, F. und VANSELOW, K.: Methodik und Möglichkeiten einer densitometrischen Kreislaufanalyse. Fortschr. Röntgenstr. 112, 69 - 83 (1970)

HEUCK, F. und VANSELOW, K.: Die Radiologisch-densitometrische Analyse der Blutströmung und Gewebsdurchblutung. Biomed. Techn. 16, 51 - 58 (1971)

HEUCK, F., ANSCHÜTZ, F. und SCHWARZKOPF, H.-J.: Ein röntgenkinematographisches Verfahren zur quantitativen Bestimmung des Blutstromvolumens. Fortschr. Röntgenstr. 98, 428 - 437 (1963)

HEUCK, F., DEININGER, K.H. und VANSELOW, K.: Ergebnisse der Röntgenkinedensitometrie der Organdurchblutung. Röntgenbl. 23, 593 - 598 (1970)

HEUCK, F. PIEPGRAS, U. und VANSELOW, K.: Densitometrische Messungen des Blutstromvolumens der Arteria carotis. Radiologe 9, 443 - 448 (1969)

INOUYE, A. KUGA, H., and USUI, G.: A new method for recording pressure-flow diagram applicable to peripheral blood vessels of animals, and its application. Studies on the flow pattern in the peripheral artery. II. Jap. J. Physiol. 5, 236 - 249 (1955)

JANKER, R.: Röntgenkinematographische Untersuchungen bei Druckveränderungen im Brustraum von Versuchstieren. Dtsch. Z. Chir. 232, 570 - 577 (1931)

JANKER, R.: Direkte Röntgenkinematographie. Fortschr. Röntgenstr. 44, 658 - 668 (1932)

KARNBAUM, S.: Elastizität und Morphologie des Aortenwindkessels beim Bluthochdruck. Arch. Kreisl.-Forsch. 34, 18 - 74 (1961)

KOLIN, A.: An Electromagnetic Flowmeter. Principal of the Method and its Application to Bloodflow Measurements. Proc. Soc. exp. Biol. 35, 53 - 56 (1936)

LANG, E. und HAUPT, E. J.: Für und Wider der medikamentösen Behandlung des Bluthochdrucks. Med. Welt 23, 226 (1972)

McDONALD, D.A.: Blood Flow in Arteries. London: E. Arnold Publ. (1960)

(a) McDONALD, D. A.: The Velocity of Bloodflow in the Rabbit Aorta Studied with High Speed Cinematography. J. Physiol. 118, 328 - 339 (1952)

(b) McDONALD, D. A.: The Occurance of Turbulent Flow in the Rabbit Aorta. J. Physiol. 118, 340 - 347 (1952)

MEANEY, Th. F., FERRARIO, C. M., MacINTYRE, W. J., MRAVA, G. L. and BONDS, A. B.: A Cinedensitometric Method of Measuring Blood Flow by Angiography. Radiology 98, 97 - 102 (1971)

MONIZ, E.: Sur la vitesse du sang dans l'organisme. Ann. Méd. 32, 193 (1932)

MONIZ, E., de CARVALHO, L. et LIMA, A.: Angiopneumographie. Presse méd. 39, 996 (1931)

OKINO, H., FUJISAKU, K., SAGAGUCHI, D., and SASAMOTO, H.: Pulsatile blood flow in the arterial system. Respiration and Circulation 8, 121 - 130, Igaku Shoin Ltd., Japan (1960)

PFEIFFER, H.: Der Kreislauf unter Beschleunigung. Röntgenkymographische Aufnahmen bei Beschleunigungsveränderungen. Luftfahrtmedizin 3, 82 (1939)

PIEPER, H. und WETTERER, E.: Strompendel für elektrische Registrierung der Blutströmungsgeschwindigkeit. Z. Biol., 105, 214 - 223 (1952)

PIEPER, H. und WETTERER, E.: Elektrische Registrierung der Blutströmungsgeschwindigkeit mit neuartigen Strompendeln Verh. dtsch. Ges. Kreisl.-Forsch. 19, 264 - 269 (1953)

PIEPER, H. und WETTERER, E.: Die Beziehungen zwischen Blutdruck und direkt gemessener diastolischer Stromstärke einzelner arterieller Gebiete bei künstlich herbeigeführten periodischen Druckänderungen. Verh. dtsch. Ges. Kreisl.-Forsch. 21, 439 - 447 (1955)

PIEPGRAS, U., HEUCK, F. und VANSELOW, K.: Die densitometrische Bestimmung der Hirndurchblutung. Dtsch. Röntgenkongress 1967, Teil A, 197 - 2oo. Stuttgart: Thieme 1968

PLATT, D.: Gefäßstoffwechsel und Arteriosklerose. Med. Klin. 64, 1261 - 1273 (1969)

PRANDTL, L.: Führer durch die Strömungslehre. Braunschweig: Friedrich Vieweg 1956

REIN, H. und SCHNEIDER, M.: Physiologie des Menschen. 15. Aufl. Berlin-Heidelberg-NewYork: Springer 1966 S. 1o4 - 184 "Der Blutkreislauf"

RUTISHAUSER, W.: Kreislaufanalyse mittels Röntgendensitometrie. Bern-Stuttgart-Wien: Hans Huber 1969

SANDRITTER, W.: Histopathologie 4. Aufl. Stuttgart-New York: F. K. Schattauer 1971

SARRE, H.: Hypertonie; Pathogenese, Klinik und Therapie. 3. Rothenburger Gespräch 1968. Stuttgart-New York: F. K. Schattauer 1969

SARRE, H.: Arterielle Hypertonie. Kurzmonographien Sandoz 1. Nürnberg: Sandoz 1971

SCHAD, N., STUCKY, J. P. und WELLAUER, J.: Die Angiocardiographie durch intermittierende Kontrastmittelinjektion. Deutscher Röntgenkongress Berlin 1966. Stuttgart: Thieme 1966

SCHETTLER, G.: Fettstoffwechselstörungen. Stuttgart: Thieme 1971. S. 98 - 1oo

SCHIMMLER, W.: Diabetes mellitus und Arterienelastizität. Münch. med. Wschr. 15, 697 - 7o2 (197o)

SCHWARZKOPF, H. J., NIEDERMEYER, W. und SCHAEFER, J.: Haemodynamische Beobachtungen während und nach intravaskulärer und intracardialer Injektion von Röntgenkontrastmittel beim Menschen. Kreislaufforschung 55, 91 - 97 (1966)

SICARD, J. A. et FORESTIER, G.: Injections intravasculaires d'huile iodée sous contrôle radiologique. C. R. Biol. 88, 12oo - 12o2 (1923)

SOBOTA, J. und BECHER, H.: Atlas der Anatomie des Menschen 3. Teil. München-Berlin: Urban und Schwarzenberg 1962

STUCKY, J. P., SCHAD, N. und PIRCHER, L.: Die Entwicklung moderner Kontrastmittelinjektoren am Röntgendiagnostischen Institut der Universität Zürich. Acta Radiol. Suppl 27o, 146 - 154 (1967)

STUMPF, P.: Röntgenkymographie (Röntgen-Bewegungsbilder) Mages und Müller, München (1937)

VANSELOW, K. und HEUCK, F.: Theoretische Untersuchungen über eine Meßmethode zur quantitativen Bestimmung des Wasser-Luft-Verhältnisses des Lungengewebes. Fortschr. Röntgenstr. 1oo, 441 - 453 (1964)

VANSELOW, K., HEUCK, F. und PIEPGRAS, U.: Theoretische Grundlagen einer Methode zur Messung der Gewebsdurchblutung am nicht narkotisierten Menschen. Fortschr. Röntgenstr. 1o8, 529 - 536 (1968)

WALDEYER, A.: Anatomie des Menschen 1. Teil 5. Aufl. Berlin: Walter de Gruyter 1967 S. 64 - 66

WETTERER, E.: Eine neue Methode zur Registrierung der Blutströmungsgeschwindigkeit am uneröffneten Gefäß. Z. Biol. 98, 26 - 36 (1937); Z. Biol. 99, 158 - 162 (1938)

WETTERER, E.: Bau und Funktion des Gefäßsystems. In: KEIDEL, W. D.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie. Stuttgart: Thieme 1967

WETTERER, E. und KENNER, Th.: Grundlagen der Dynamik des Arterienpulses. Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1968

WEZLER, K. und BÖGER, A.: Die Dynamik des arteriellen Systems. Erg. Physiol. 41, 292 - 6o6 (1939)

ZEHNDER, M.: Vasokymogramm und Gefäßdurchfluß. Helv. chir. Acta 65 - 72 (1948)

ZSEBÖK, Z. und SZLAVY, L.: Über die Auswirkungen der angiographischen Kontrastmittel auf das kardiovaskuläre und Atmungssystem. Fortschr. Röntgenstr. 1o5, 4o6 - 415 (1966)

LEBENSLAUF

Ich, Roman Frank Weiske, wurde am 11. September 1948 als Sohn des damaligen Studienrates Dr. phil. Fritz Weiske und seiner Ehefrau Dr. med Erika Weiske, geb. Nikolaus, in Meerane, Kreis Glauchau geboren. Meine Jugend verbrachte ich in Gößnitz, Bezirk Leipzig, wo ich 1955 in die Volksschule (später Polytechnische Oberschule) eintrat. Diese besuchte ich bis zur Übersiedlung meiner Eltern aus der DDR im Oktober 1960. Vom November 1960 bis März 1961 war ich Schüler der Oberrealschule Augsburg, bis meine Eltern mit mir nach Stuttgart umsiedelten. Hier wurde ich in das humanistische Karls-Gymnasium aufgenommen, wo ich 1967 das Abitur bestand.

Im Wintersemester 1967/68 begann ich mit dem Studium der Medizin an der Universität Hohenheim, legte dort im Sommer 1968 das Vorphysikum ab und setzte mein Studium im Wintersemester 1968/69 an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen fort, wo ich 1970 mit dem Physikum das vorklinische Studium abschloß.

Am 24. Januar 1974 legte ich in Tübingen das Staatsexamen in Medizin ab.